



Escola Nacional de Saúde Pública
Universidade Nova de Lisboa



XI Mestrado em Saúde Pública
Especialização em Promoção e Protecção da Saúde

Protecção Radiológica do Doente em Tomografia Computorizada

Maria de Fátima M. N. Marques Vaz de Carvalho

Orientador: Professor Doutor Florentino Serranheira

Lisboa, Abril de 2011

XI Mestrado em Saúde Pública
Especialização em Promoção e Protecção da Saúde

Protecção Radiológica do Doente em Tomografia Computorizada

Maria de Fátima M. N. Marques Vaz de Carvalho

Orientador: Professor Doutor Florentino Serranheira

Lisboa, Abril de 2011

Trabalho de Projecto para obtenção do Grau de Mestre em Saúde Pública, na Escola Nacional de Saúde Pública, ao abrigo do Artº 23º do Decreto-lei nº74/2006, de 4 de Março, publicado no D.R. nº 60, Série I-A de 2006-03-24.

..... *“A mim, parece que nunca deixei de ser criança.
Uma criança que brincou na praia, que encontrou uma
pedra bem polida, uma concha multicolorida, enquanto
o grande oceano da verdade permanece ainda
inexplorada, diante de meus olhos”.*

Isaac Newton

Agradecimentos

No centro do nosso universo, os dias parecem pequenos, mas grandes são os dias em que paramos para agradecer.

Neste momento especial, não posso deixar de pensar em todos os que de uma forma ou de outra fizeram uma pausa para me ajudar e sem eles nunca teria conseguido terminar mais esta etapa tão importante na minha vida.

O meu enorme reconhecimento e apreço pelo amor, carinho, paciência e incansável apoio das duas pessoas mais importantes na minha vida – o meu marido Paulo e a minha filha Inês, por vocês, eu não baixo os braços. A toda a família muito obrigado pelo constante e carinhoso incentivo.

Quero deixar um especial agradecimento ao meu orientador, o Professor Florentino Serranheira, sem a sua orientação, apoio, tolerância e disponibilidade nada disto teria sido possível.

À Professora Carla Nunes, às minhas colegas de Mestrado, em especial a Teresa e a Inês, muito obrigado, vocês foram incansáveis na arte de dar confiança e amparo.

De uma forma pontual mas importante, muitas pessoas não deixaram de ajudar e prestar o seu contributo: Coordenadora de serviço Saturnina Nunes, os colegas de equipa Sérgio e Marta Ferreira, médicos do serviço de Radiologia do HSB, Dr. Paulo Saraiva, Dr. Daniel Batista, Dr. Santos Pereira, Dr. Luís Tata, o físico, Dr. Fernando Marques, a todos, muito obrigado pela vossa ajuda.

Quero realçar a amizade e ajuda do meu colega Fábio, pela forma compreensiva como se dispôs a ler a Tese e dar a sua muito preciosa opinião.

A todos os meus colegas e amigos, pelo apoio e palavras de incentivo nestes meses de trabalho.

À Instituição ENSP, a todos os docentes com quem tive o privilégio de aprender, e a todos os funcionários que de uma forma ou de outra ajudaram, muito obrigado.

Ao Dr. Luís Lança da ESTEsL, muito obrigado pela sua disponibilidade e esclarecimentos.

Resumo

A preocupação com os conhecimentos, atitudes, crenças e práticas, no que concerne à utilização de radiações ionizantes para fins de diagnóstico, e a sensibilização de todos os agentes envolvidos, médicos, técnicos, físicos, utentes e responsáveis pela Saúde Pública, relativamente aos níveis de radiação emitida nos exames de Tomografia Computorizada (TC), assume particular importância no domínio da Saúde Pública, na medida em que é necessário influenciar o desenvolvimento de práticas que promovam, auditem e garantam a prestação do controlo da qualidade radiológica e dosimétrica nos serviços de Radiologia a nível Nacional.

Para tal, e no âmbito da publicação de estudos já realizados ao nível da União Europeia, “Orientações Europeias dos Critérios de Qualidade para a Tomografia Computorizada (1999)”, é proposto estabelecer orientações na realização de estudos que permitam, numa primeira fase, estabelecer a comparação com os resultados obtidos pelos mecanismos de Controlo da Qualidade (CQ), analisar e proceder aos ajustes (se necessário) e, numa segunda fase, implementar uma moldura sistemática de avaliação periódica dos níveis de dose de radiação por exame TC e que permita a monitorização dos dados.

Nesse sentido, propõe-se a realização de um Estudo Nacional que envolva a rede hospitalar pública, privada e universitária, partindo da metodologia utilizada em estudos prévios noutros países da Europa, como seja, selecção do equipamento de TC existente na Instituição Hospitalar, onde serão reunidas informações através do preenchimento de questionários relativos ao equipamento a utilizar. Serão recolhidos dados relativos ao utente, ao equipamento e parâmetros de aquisição de imagem, que permitam identificar os níveis de referência de diagnóstico (NRD) em TC, na realidade Portuguesa.

Foi efectuado um estudo piloto numa instituição EPE e os valores obtidos não são significativos, nem podem assumir valor preditivo dado o reduzido tamanho da amostra. Apesar disso, sugerem a existência de parâmetros que podem ser alterados e com isso podem fazer variar a dose de radiação utilizada.

Espera-se obter com este estudo, como foi referido, a base do estabelecimento dos NRD em TC em Portugal.

Palavras - chave: Diagnóstico, Saúde Pública, Qualidade Radiológica, Dosimetria, União Europeia, Critérios de Qualidade, TC, NRD.

Abstract

The purpose of this study, in an empirical point of view, emerges from concern with the knowledge, attitudes, beliefs and practices regarding the use of ionizing radiation for diagnostic purposes and awareness of all actors involved, medical physical, technical, and responsible public health for the development of practices that promote, audited and ensure the provision of radiological quality control and dosing in radiology service at national level. In view of the complexity and characteristics involved in relation to ionizing radiation, all assume their part in protecting the physical integrity of each user and a global perspective, to ensure the safeguarding of public health, while global and globalizing factor. To this end, and in the context of the publication of studies already carried out at European Union level, "European guidelines for quality criteria for computed tomography", it is proposed to establish guidelines in conducting studies to initially establish the comparison with the results obtained by QC and make adjustments if necessary, and subsequently implement a systematic periodic assessment frame that allows monitoring of data.

Accordingly, it is proposed to conduct a national study involving the public network, private and University hospitals, that extends from the methodology used in previous studies in other countries of Europe, as is, selection of equipment of existing CT in Hospital Institution, where information will be gathered by filling out questionnaires concerning the equipment to be used. Data will be collected for the wearer, equipment and parameters of image acquisition, identifying diagnostic reference levels (NRD) in CT in Portuguese fact.

A pilot study was carried out in an institution EPE and the values obtained are not significant, nor can they take predictive value given the small sample size. Despite this, suggest the existence of parameters that can be changed and this can vary the dose of radiation used

It is hoped to get with this study, as mentioned, the basis of the establishment of NRD in CT in Portugal.

Keywords: Diagnosis, public health, radiological Dosimetry Quality, European Union, quality criteria, CT, NRD.

Índice

Resumo.....	4
Abstract.....	6
Índice de Quadros	11
Índice de Figuras	13
INTRODUÇÃO	14
ENQUADRAMENTO TEÓRICO	17
1 - Radiação ionizante	21
1.1 - Propriedades dos raios X	23
1.2 - Natureza dos raios X	25
1.3 - Efeitos dos raios X.....	25
1.4 - Interacção dos raios X com a matéria	25
1.5 - Saúde Publica e a necessidade de protecção radiológica do utente .	26
2- Efeitos biológicos da radiação	30
2.1- Caracterização dos efeitos biológicos	30
2.2 - Mecanismos de acção	31
2.3 - Classificação dos efeitos biológicos	32
2.4 - Características gerais dos efeitos biológicos:.....	35
2.5 - Radiosensibilidade.....	36
3 - Procedimentos para a obtenção de imagens médicas	36
3.1 - Diagnóstico através de raios X	37
3.2 - Protecção Radiológica	39
3.3 - Justificação e optimização da prática	45
4 - Tomografia Computorizada	47
4.1 - Princípios Operacionais.....	47
4.2 - Qualidade de imagem em TC	48
4.3 - TC Helicoidal	48
4.4 - TC Multicorte	50
4.5 - Descritores de Dose em Tomografia Computorizada	51
4.6 - Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI).....	52
4.7 – Produto Dose Comprimento (DLP)	56
5 - Enquadramento dos Níveis de Referência de Diagnóstico	57
5.1 - Limites de dose individual.....	60

5.2 - Níveis de Referência de Diagnostico (NRD) em TC na Europa	63
6 - Perguntas de investigação	68
6.1 - Problema	68
METODOLOGIA.....	76
1 - Finalidade e Objectivos do estudo	78
1.2 - Finalidade	78
1.3 - Objectivos gerais e específicos	79
2 - Tipo de estudo	79
3 - Definição das unidades de observação e análise	80
4 - População e amostra	81
5 - Etapas de investigação	82
6 - Variáveis em estudo	83
7 - Condições clínicas com impacto na aquisição de imagens	84
8 - Equipamentos e Métodos	85
8.1 - Aparelhos de Tomografia Computorizada	85
8.2 - Equipamento Dosimétrico.....	85
8.3 - Determinação da Dose Efectiva	88
8.4 - ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator	89
8.5 - Tratamento de dados.....	90
9 - Ensaio Piloto	93
9.1 - Resultados do Ensaio Piloto	94
9.2 - Análise e Discussão dos Resultados obtidos	96
10. Resultados Esperados e Discussão.....	97
11. Cronograma	99
Apêndice 1	100
Apêndice 2	103
Apêndice 3	108
Anexo A - Breve Histórico da Radiologia	113
Anexo B – Decreto-Lei nº 180/2002 de 8 de Agosto.....	116
Anexo C – Aplicação dos NRD	118
Anexo D - Saúde Pública e a Protecção do Doente em apreciação do Livro Branco elaborado pela Comissão Europeia em 2008.....	120
Anexo E - Enquadramento sobre radiações ionizantes Nacional, na UE e Internacional	122

Lista de Abreviaturas	125
Bibliografia.....	126

Índice de Quadros

Quadro 1: Dose média de radiação de fontes naturais (Adaptado de UNSCEAR, 93).....	18
Quadro 2: Repartição das doses médias por indivíduo e por ano a nível mundial e para países de nível de saúde do tipo I (existe pelo menos um médico por cada 1000 pessoas; ex: Portugal) (Adaptado de UNSCEAR, 93).	18
Quadro 3: Factores de ponderação da radiação (ICRP 60) (96/29/EURATOM)	40
Quadro 4: Factores de ponderação dos tecidos/órgãos (Adaptado de ICRP 60, 1990; ICRP 26, 1977).....	41
Quadro 5: Comparação de doses efectivas típicas (Adaptado de FDA, 2000)	43
Quadro 6: Valores de referência propostos pela CE com os níveis de dose efectiva e as regiões anatómicas específicas para exames de TC.	59
Quadro 7: Limites de dose para os trabalhadores profissionalmente expostos (TPE) e para o público (Adaptado de 96/29/EURATOM)	60
Quadro 8: Níveis de Referência de Diagnostico em TC (adulto médio). (Adaptado de ICRP, 1996)	63
Quadro 9: Doses de radiação de vários tipos de procedimentos de imagens médicas. (Adaptado de FDA, 2010)	69
Quadro 10: Aumento da exposição às radiações (Keen, 2010)	70
Quadro 11: Valores referentes a número de aparelhos de TC por milhão de habitante em países da OCDE. Fonte: (OCDE, 2010)	77
Quadro 12: Regiões anatomicas consideradas pelos CQ para obtenção de imagens médicas de TC em adultos e pediatria (Adaptado UE, 1999)	81
Quadro 13: Coeficientes de dose efectiva normalizada E_{DLP} para as várias regiões do corpo (UE, 1999)	89
Quadro 14: Exemplo dos parametros de aquisição sumarizados (fonte Brás, 2006)	91
Quadro 15: Exemplo de comparação dos NRD obtidos localmente e os valores Europeus. (Fonte Bras 2006)	92
Quadro 16: Valores de $CTDI_w$ e DLP preconizados pelos CQ. (Adaptado de UE, 1999)	94

Quadro 17: Parametros de Dose do estudo do Cranio	95
Quadro 18: Parametros de Dose do estudo dos SPN.....	95
Quadro19: Parametros de Dose do estudo do Tórax.....	95
Quadro 20: Média, Intervalo mínimo e Máximo e 3º Q dos valores do estudo piloto, comparados com os valores de NRD preconizados pelos CQ.....	96

Índice de Figuras

Figura 1: Mecanismo de acção dos efeitos biológico.....	32
Figura 2: Perfil de curva de dose para um corte de espessura nominal $h = 10$ mm .Adaptado de (Nagel, 2002).	52
Figura 3: Ilustração do conceito Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI). Adaptado de (Nagel, 2002).....	53
Figura 4: Representação esquemática do posicionamento da câmara de ionização. (Adaptado: Edyvean, 1997)	86
Figura 5: Representação esquemática do posicionamento e alinhamento do fantoma. (Adaptado: Edyvean, 1997).....	87
Figura 6: Exemplo da Folha de Calculo ImPACT. (Fonte: ImPACT, 2010).	90
Figura 7: Exemplo de folha de fantoma simulador. (Fonte: ImPACT, 2010). ...	90

INTRODUÇÃO

Os métodos de obtenção de imagem que utilizam raios X constituem hoje uma ferramenta fundamental para o diagnóstico de uma grande variedade de patologias, sendo igualmente utilizados para guiar procedimentos terapêuticos invasivos. Os benefícios destes métodos são inquestionáveis e com a evolução tecnológica surgem “todos os dias” novas aplicações que fornecem importantes contribuições na abordagem imagiologia das patologias e nas perspectivas terapêuticas.

Tais métodos de imagem com frequência envolvem a exposição do organismo humano a radiações ionizantes, tornando necessária a existência de um balanço entre os benefícios e os eventuais danos que possam ser determinados por esta prática (Brenner, Hricak, 2010).

A protecção de utentes submetidos a exames radiológicos é determinada pelos princípios da “justificação” e “optimização”. Para que estas exposições sejam clinicamente justificadas, o benefício para a saúde do utente deve, claramente, exceder aos riscos imputados pela radiação (ICRP, 1991).

Os Serviços de Radiologia ou, actualmente, de Imagiologia, públicos ou privados, têm como objectivo fundamental a produção de imagens radiológicas do corpo humano de elevada qualidade que permitam ajudar a elaboração de um diagnóstico clínico correcto, devendo para isso monitorizar constantemente os seus processos de acordo com a Directiva 97/43/EURATOM, transposta para o Dec. Lei nº 180/2002¹, assim como os Critérios da Qualidade, já definidos pela Comissão Europeia (EUR, 1999)².

Neste estudo questiona-se a actual inexistência de Níveis de Referencia de Diagnostico (NRD) (CE, 109,1999) em Portugal e, por consequência, todo o processo de Auditoria Clínica de Controlo da Qualidade, e de avaliação da Dose e da Dosimetria do Paciente, conforme constantes no Dec. Lei nº

¹ Consultar em Anexo

² European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography

180/2002. Tal falha potencia teoricamente a existência de doses de radiação acima das recomendadas, nos exames em TC.

Devido ao potencial benefício para a saúde, não existe uma imposição de limites de dose prescritos para as exposições radiológicas com fins médicos; cabe ao profissional que utiliza a radiação ionizante, ponderar entre o benefício diagnóstico potencial de determinada exposição e o dano que possa ser causado pela mesma (WALL, 2004). Para atingir este objectivo, é necessário o conhecimento da situação clínica de cada paciente, da eficácia, benefícios e riscos do procedimento diagnóstico proposto.

Uma vez justificada a exposição médica, o princípio da optimização aplica-se, procurando assegurar que as exposições à radiação forneçam uma imagem com qualidade para o diagnóstico, passando este objectivo pela selecção do equipamento de imagem a ser utilizado e dos parâmetros técnicos apropriados para a realização dos estudos (ICRP, 1991; WALL, 2004).

Nesse contexto, a identificação das doses de radiação absorvidas pelos utentes é normalmente realizada pela dosimetria das radiações, preocupando-se em estimar a dose média de radiação absorvida pelos tecidos e órgãos no corpo, de conhecida radiosensibilidade, especificados pela norma ICRP 60 (1991). Um segundo objectivo da dosimetria é fornecer uma estrutura prática, que possibilite aos serviços de radiodiagnóstico verificar as doses que se estão a utilizar e compará-las com parâmetros de boa prática conhecidos como Níveis de Referência de Diagnostico, (WALL, 2004). Desta forma, a dosimetria favorece os propósitos de optimização e da Saúde Pública.

Segundo Wall (2004), somente 6% dos procedimentos radiológicos resultam em doses efectivas superiores a 2 mSv e muitos poucos destes excedem a 20 mSv. Este número, relativamente pequeno de procedimentos envolvendo elevadas doses, foi responsável por 78% da dose efectiva colectiva correspondente a todas as exposições de radiodiagnóstico da população do Reino Unido no ano de 1998. Estes procedimentos são representados por exames que envolvem várias exposições radiográficas e/ou de fluoroscopia

como, por exemplo, a angiografia e os estudos contrastados do trato gastrointestinal e urinário e a Tomografia Computorizada (TC).

Alguns estudos atribuem à Tomografia Computorizada uma maior percentagem neste contributo, o que está de acordo com a sua franca expansão na prática clínica (Mayo, Müller, 2003; Mettler, Widest, Locken, 2000).

Em alguns países com sistemas mais avançados de cuidados de saúde, o número médio de procedimentos de diagnóstico médico que utilizam radiações, aproxima-se ou excede um exame por ano por cada membro da população. Para além disso as doses de radiação utilizadas nos procedimentos não são uniformes, variam de instituição para instituição, o que sugere uma clara necessidade de optimização da Protecção Radiológica (UNSCEAR, 2000).

Embora o risco para o indivíduo de um único exame possa não ser elevado (efeitos estocásticos), milhões de exames são executados todos os anos, tornando a exposição às radiações médicas um importante problema de Saúde Publica (NEJM, 2007).

Por conseguinte, existe um crescente interesse internacional para o controlo da dose de radiação e dos procedimentos de obtenção das imagens radiológicas. Assim e embora tenha havido recentemente um grande interesse e empenho generalizado nas questões de segurança do doente³, os possíveis riscos associados a exposição à radiação, geralmente não têm sido assertivamente esclarecidos por membros da comunidade médica e/ou física médica (ACR, 2007).

Assim, surgem como objectivos deste projecto de investigação identificar as doses que recebem os utentes, durante a realização de um estudo de TC Multicorte, e aplicar o protocolo de avaliação e controlo de doses em instituições participantes no estudo, comparativamente com os Níveis de Referência de Diagnostico (NRD) Europeus. Pretende-se, em síntese, contribuir para a obtenção de NRD em Portugal (UE, 1997).

³ Institute of Medicine. To err is human: building a safer health system. Washington, DC: National Academy of Sciences; 1999

ENQUADRAMENTO TEÓRICO

O Homem desde sempre tem estado exposto a fontes naturais de radiação ionizante: raios cósmicos, materiais radioactivos que fazem parte da crosta terrestre, que se encontram dispersos no ar ou incorporados em alimentos. Este tipo de radiação denomina-se por radiação natural.

Segundo Neves e Pereira (2004) a radiação natural é responsável, em média, por 85% da dose total anual de radiação ionizante recebida pelo ser humano, cabendo ao gás radão cerca de metade deste valor.

A radioactividade foi descoberta por Henri Becquerel, em 1896, na sequência da investigação das propriedades de materiais fluorescentes (sais de urânio), quando reconheceu a emissão de radiação, independentemente da indução por uma fonte de energia externa. A radioactividade consiste no processo de transformação natural e espontânea de materiais com isótopos instáveis, por emissão de radiação alfa ou beta, em materiais com isótopos de elementos químicos distintos, por norma mais estáveis (Neves, Pereira, 2004).

As partículas emitidas nos processos de desintegração radioactiva formam a radiação ionizante. Ao interagirem com a matéria têm capacidade para deslocar electrões das orbitais atómicas, transformando assim átomos neutros em iões. Para além da radiação α , β e γ , também os raios X e alguns neutrões apresentam carácter ionizante (Neves; Pereira, 2004).

A dose eficaz *per capita* produzida anualmente em todo o mundo (Quadro 1) é determinada pela adição de vários componentes. Esta representa um valor de 2,4 mSv⁴. No entanto, a gama de doses individuais é ampla (UNSCEAR, 1993).

É expectável que 65% de uma população tenha doses anuais eficazes entre 1 mSv e 3 mSv, que 25% apresente doses efectivas anuais inferiores a 1 mSv e que 10% tenha doses efectivas anuais superiores a 3 mSv (UNSCEAR, 1993).

⁴ Existem dados que apontam para uma dose média anual de radiação ionizante que se estima em 2,7 mSv (UNSCEAR, 2000).

Fonte	Em todo o mundo Dose eficaz média anual (mSv)	Intervalo típico (mSv)
Exposição externa		
Raios cósmicos	0.4	0.3-1.0 (a)
Raios gama terrestres	0.5	0.3-0.6 (b)
Exposição interna		
Inalação (principalmente rádon)	1.2	0.2-10 (c)
Ingestão	0.3	0.2-0.8 (d)
Total	2.4	1-10

Quadro 1: Dose média de radiação de fontes naturais (Adaptado: UNSCEAR, 93).

(a) Variação ao nível do mar para a maior elevação do terreno.

(b) Dependendo da composição em radionuclídeos do solo e de materiais de construção.

(c) Dependendo do interior acumulação de rádon.

(d) Dependendo da composição em radionuclídeos dos alimentos e água potável (UNSCEAR, 1993).

Para além da radiação natural, o Homem tem sido exposto a fontes de radiação artificiais. A utilização de fontes de radiação ionizantes, aparelhos de raios X, radionuclídeos produzidos artificialmente para uso em medicina, agricultura, indústria ou investigação, têm reportado muitos benefícios à humanidade, porém também existe um certo risco associado, que incide sobre numerosos trabalhadores e sobre a população no seu conjunto.

A segunda maior contribuição provém das práticas médicas com radiações ionizantes e, em especial, o diagnóstico com raios X, como é apresentado no Quadro 2 (Adaptado UNESCEAR, 1993):

Tipo de exposição	Exp. de origem natural ~2,4 mSv	Exp. de origem artificial ~1,2 mSv
Exames médicos de diagnóstico (1,2 mSv)		33,3%
Testes nucleares atmosféricos (50 μ Sv)		0,139%
Centrais nucleares (2 μ Sv)		0,00554%
Acidente de Chernobyl (20 μ Sv)		0,0554%
Radiação gama terrestre (0,5 mSv)	13,9%	
Radiação cósmica (0,4 mSv)	11,1%	
Inalação (Radão) (1,2 mSv)	33,35	
Ingestão (0,3 mSv)	8,32%	

Quadro 2: Repartição de doses médias por indivíduo e por ano a nível mundial.

As técnicas e os equipamentos modernos permitem pensar que é possível reduzir substancialmente as doses administradas devido às exposições médicas, sem comprometer o objectivo dos exames radiológicos. No que diz respeito às doses recebidas pelos pacientes, a norma vigente enfatiza que estas deverão ser tão baixas quanto possível de acordo com o propósito do diagnóstico requerido, tal como é referido no Artigo 4º da Directiva 97/43/EURATOM:

As tendências no uso global dos raios X encontram-se sumarizadas no Gráfico 1 em termos dos aumentos, relativos à avaliação precedente a 1985-1990.

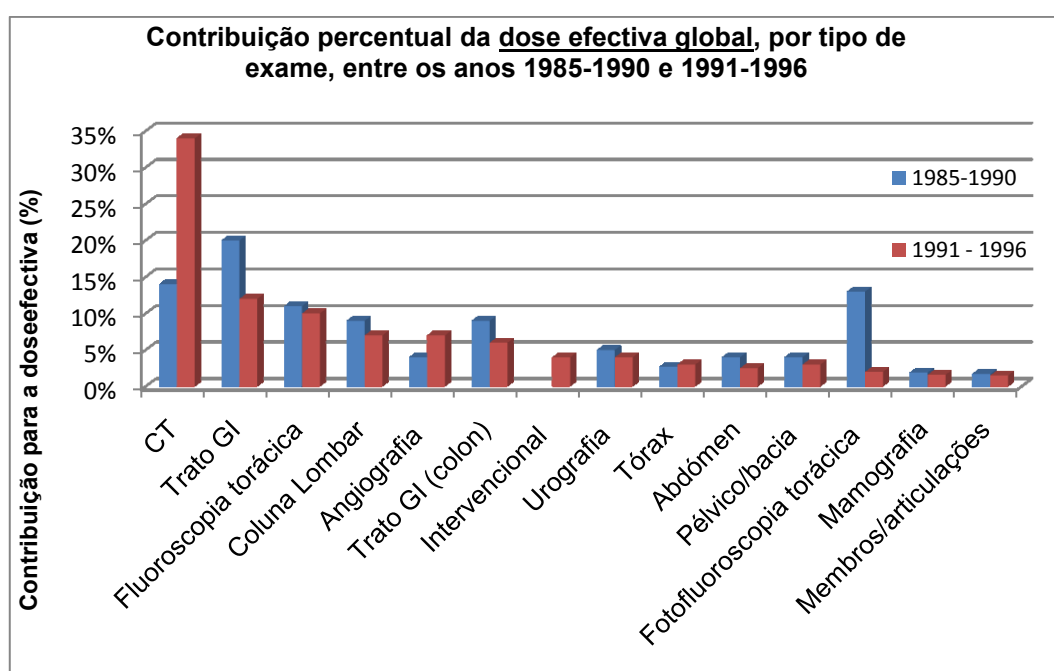


Gráfico 1: Contribuição percentual da dose efectiva global, por tipo de exame, entre os anos 1985-1990 e 1991-1996 (Adaptado: UNSCEAR, 1993).

Assim, é possível verificar que, entre os anos 1985-1990 e 1991-1996, a dose por exame cresceu cerca de 20%, contribuindo para um aumento da dose efectiva colectiva de 50% (UNSCEAR 2000).

Os aumentos verificados quer na frequência quer na dose, Gráfico 2, devem-se aos procedimentos de Tomografia Computorizada (TC), e de Angiografia de Intervenção, durante o período de 1991-1996 no Reino Unido (UNSCEAR 2000).

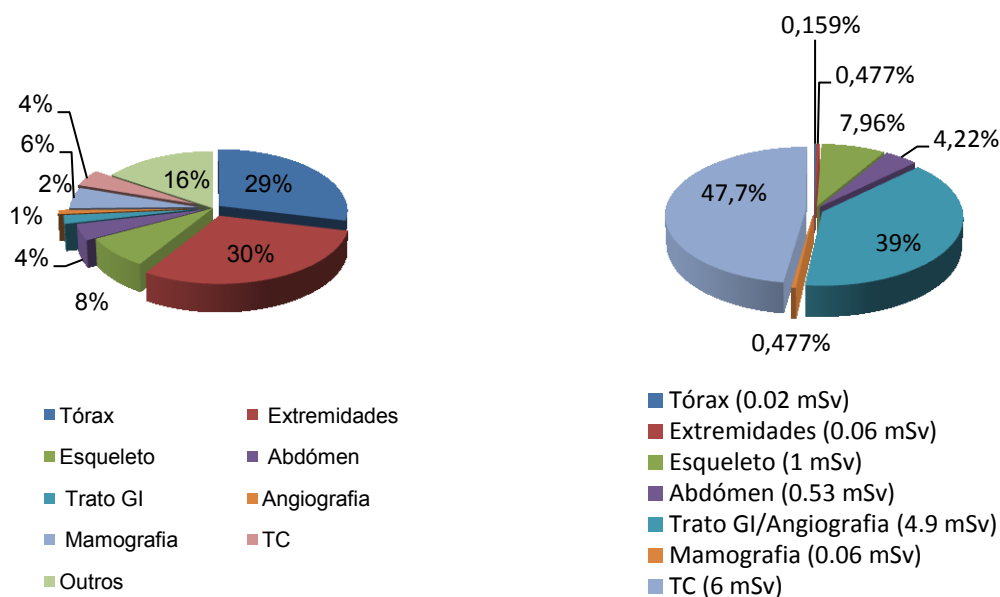


Gráfico 2: A) Frequência de exames radiológicos período de 1991-96 no Reino Unido

B) Contribuição na dose efectiva anual durante o período de 1991-96 no Reino Unido

(Adaptado: UNSCEAR, 1993).

Segundo a UNSCEAR (2000), a tendência crescente das exposições à radiação nos exames de diagnóstico com raios X deve-se a duas causas: mudanças no tipo e na frequência dos procedimentos realizados e alterações nos níveis de dose a procedimentos padrão. As doses são influenciadas pelos avanços contínuos na tecnologia empregue e, no caso da TC, as doses têm subido exponencialmente com a TC Multicorte.

1 - Radiação ionizante

Raios X na Ciência, Tecnologia, Medicina e sua relação com a Saúde Pública

O desenvolvimento da medicina durante este século teria sido impensável sem o conhecimento fundamental da anatomia e da fisiologia, obtido através da utilização de raios X. A radiologia tem desempenhado um papel significativo no diagnóstico e no conhecimento médico (Jensen, *sd*).

Foi no final do século XIX, mais precisamente no dia 8 de Novembro de 1895, que os raios X foram descobertos pelo físico alemão Wilhelm Konrad Röntgen ao ver a sua mão projectada numa tela, quando estudava o efeito da passagem da corrente eléctrica num tubo de vácuo. A sua descoberta valeu-lhe o prémio Nobel da Física em 1901 (Pope, 1998).

Poucos anos depois desta descoberta apareceram as primeiras evidências clínicas que indicavam que as radiações ionizantes eram prejudiciais para as células biológicas. Posteriormente, observou-se que a exposição do tecido germinal, em animais e plantas se traduzia em efeitos sobre os descendentes (Pope, 1998).

O conhecimento da acção prejudicial das radiações em geral, e dos raios X usados na prática médica, resultou dos estudos e observações feitas durante a 2ª Grande Guerra Mundial e dos anos subsequentes. A explosão da bomba atómica em Hiroshima e Nagasaki permitiu o estudo dos efeitos imediatos e remotos das radiações sobre as populações atingidas e sobre as gerações subsequentes (Hempelman, 1971).

Do estudo do efeito das radiações sobre a população em geral, podemos destacar as seguintes elações: "É possível que a exposição a qualquer quantidade de radiações produza algum efeito biológico (efeitos estocásticos). Não há dados que indiquem a dose abaixo da qual não ocorrem certos tipos de efeitos tardios das radiações. As radiações provocadas pelas provas atómicas

são pequenas em comparação com a exposição médica em países altamente industrializados" (Hempelman, 1971).

A maior fonte de exposição da população a radiações resulta do seu uso em medicina. Esta constatação obriga-nos à melhor utilização dos equipamentos existentes e à promoção de uma exposição dos utentes à radiação compatível com a obtenção da informação médica necessária. A adequada educação e formação sobre os métodos de protecção da radiação para todos os profissionais de saúde que manipulam as fontes de radiação nas suas aplicações médicas, são factores preventivos dos seus possíveis efeitos (Wald, 1975).

Recentemente, no âmbito da União Europeia, foi elaborado um documento onde são abordadas as preocupações com a radiação médica no que diz respeito à circulação sanguínea “Emerging evidence for radiation induced circulatory diseases” (UE, 2008) (PR nº158), do qual se destacam os seguintes elementos:

- Nos últimos anos, têm surgido dados epidemiológicos que apontam o excessivo risco de lesões cardiovasculares tardias que ocorrem após doses mais baixas de radiação que sucedem em intervalos maiores, após a exposição à radiação sem um limite bem definido.
- A resolução deste problema é de importância considerável para a protecção contra radiações pois pode exigir uma reavaliação do sistema actual, para a estimativa de risco dos efeitos determinísticos (ou seja, lesões tardias dos órgãos). A análise de dados experimentais disponíveis indicia que o provável efeito causal da radiação são danos causados nas células endoteliais e subsequente indução de uma resposta inflamatória, embora ainda não esteja claro que isso se iria estender às doses baixas ou às taxas de exposição baixas.
- Os dados epidemiológicos disponíveis não são conclusivos, sendo que ainda não se estabeleceu uma relação causa-efeito linear. Novas evidências epidemiológicas e biológicas de investigação actualmente em curso permitirão melhor conhecer estes mecanismos (p. 7-17).

Um relatório de Brenner e Hall (NEJM, 2007) centra-se na exposição à radiação durante a realização da TC e está a contribuir para que médicos, técnicos e fabricantes compreendam o que pode ser feito no sentido de reduzir a dose de exposição.

Este relatório refere também que o uso excessivo de diagnóstico por TC pode estar na origem do aparecimento de cancro em cerca de 3 milhões de pessoas nos Estados Unidos durante as próximas duas ou três décadas. Estes investigadores afirmam que não estão a tentar desencorajar a utilização da TC uma vez que esta ferramenta tem ganhos inestimáveis, pretendem sim alertar para os seus riscos (Macios, 2008; citado por Brenner e Hall, 2007).

1.1 - Propriedades dos raios X

Os raios X são radiações electromagnéticas de elevada energia entre 10^{17} e 10^{21} Hz, possuindo, a capacidade de produzir ionizações na matéria. A radiação X é produzida pela conversão de energia quando os electrões de alta velocidade emitidos por um filamento aquecido interagem com o ânodo da ampola de raios X. Ao atingirem o alvo, os electrões perdem a maior parte da sua energia em colisões com os electrões do alvo (cerca de 99%), sendo que só cerca de 1% da energia é convertida em radiação X (Bushong, 2005).

Aos raios X aplicam-se tanto as propriedades gerais das ondas como as correspondentes às radiações electromagnéticas em concreto (Bushong, 2005).

Segundo Reis (2007) e Barroso (2002) só é possível referir a intensidade da radiação ionizante quando conhecemos as grandezas e as unidades que a representam, actividade, exposição, dose absorvida e dose equivalente:

- A **actividade** representa o número de núcleos da amostra radioactiva que sofreram desintegração por unidade de tempo. No Sistema Internacional de Unidades é o becquerel (Bq) e equivale a uma desintegração por segundo. Antigamente usava-se o curie (Ci) e o factor de conversão entre as duas unidades é: $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$.

- A **exposição** é definida como a quantidade de carga eléctrica, gerada pela radiação através da ionização, por unidade de massa do ar. A unidade dessa grandeza foi primeiramente definida como roentgen (R), mas no Sistema Internacional de Unidades usa-se coulomb por quilograma (C/kg) e o factor de conversão entre essas unidades é $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$. Essa grandeza é definida para raios X ou gama no ar.
- A **dose absorvida** é a quantidade de energia cedida pela radiação ionizante por unidade de massa da matéria. Essa grandeza é definida para qualquer tipo de radiação ionizante em qualquer meio por onde ela se desloque. No Sistema Internacional de Unidades utiliza-se como unidade o gray (Gy). Esta equivale ao joule por quilograma (J/kg). Não há factor de conversão entre elas, assim $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Diferentes tipos de radiação podem provocar os mesmos efeitos biológicos para quantidades bem diferentes de doses absorvidas. Por exemplo, é necessária uma dose maior de radiação gama do que de neutrões para provocar o mesmo efeito no organismo.
- A **dose equivalente**, usada em protecção radiológica, é obtida através do produto entre a dose absorvida e o factor de qualidade, que expressa a proporcionalidade entre o dano sofrido e o número de ionizações produzidas por unidade de comprimento do meio onde a radiação se propaga. Esse factor é dimensional e possui diferentes valores para diferentes tipos de radiação, a saber: vale 1 para radiações X, beta e gama e **20 para radiação alfa**. A unidade da dose equivalente no Sistema Internacional de Unidades é o sievert (Sv), sendo que os factores de conversão entre o Sv, o J/kg e o rem são: $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rem}$.

A protecção radiológica leva em consideração os valores de doses aos quais os indivíduos podem ficar expostos num ano sem que haja prejuízo para a sua saúde durante toda a sua vida. Para cada parte do corpo humano é especificado um limite anual para a dose equivalente, e para o corpo inteiro a dose equivalente efectiva anual corresponde a **5 rem (0,05 Sv)** (Pope, 1998).

1.2 - Natureza dos raios X

Os raios X são indivisíveis, propagam-se em linha recta e à velocidade da luz, ou seja a 3×10^8 metro/segundo (Bushong, 2005).

“(...) propagam-se em linha recta e à velocidade da luz. Podem propagar-se no vácuo e, neste caso, não dissipam energia. (...) São muito penetrantes na matéria e dispersos pelos materiais que atravessam, e dependem da energia de radiação e da natureza do meio absorvente” (Zaragoza, 1997).

1.3 - Efeitos dos raios X

Quando um átomo sofre ionizações são modificadas as propriedades das suas conjugações químicas. Se o átomo é um constituinte de uma molécula grande, a ionização pode produzir a ruptura da molécula e a alteração do átomo da mesma. Esta molécula pode conduzir a um dano grave nas células ou inclusive a morte celular (Bushong, 2005).

1.4 - Interação dos raios X com a matéria

Para se aplicarem correctamente as radiações ionizantes devem ser conhecidos os seus mecanismos de absorção no organismo humano. A energia absorvida dependerá das aplicações de diagnóstico e dos efeitos biológicos, terapêuticos ou patológicos da radiação (Zaragoza, 1997).

Quando um feixe de raios X incide num meio de material absorvente, cede, toda ou parte da sua energia ao meio. Em Radiologia, a matéria corresponde ao tecido humano. A interação entre os raios X e o tecido humano deve adquirir grande importância para o estudo por parte do Técnico de Radiologia. Através da aplicação de parâmetros técnicos específicos (KV e mAs) e ponderados de acordo com a técnica a utilizar, obtêm-se imagens radiológicas de qualidade. A escolha adequada ajuda a reduzir os níveis de radiação a que se expõe o utente (Bushong, 2005).

1.5 - Saúde Pública e a necessidade de protecção radiológica do utente

A política de saúde, quer interna quer externa, deve assentar em valores claros. A União Europeia em conjunto com os Estados-Membros, tem vindo a desenvolver esforços com vista a definir uma abordagem dos sistemas de cuidados de saúde baseada em valores.

Em Junho de 2006, o Conselho Europeu adoptou uma declaração sobre os valores e princípios comuns aos vários sistemas de saúde da União Europeia. Enumera como valores fundamentais a universalidade, o acesso a cuidados de qualidade, a equidade e a solidariedade⁵ (UE, 2008).

Várias declarações internacionais reconhecem direitos fundamentais relacionados com a saúde⁶. A Carta dos Direitos Fundamentais reconhece aos cidadãos o direito de acesso a cuidados preventivos e a cuidados médicos (UE, 2008).

Os cuidados de saúde são cada vez mais individualizados e centrados no utente, tornando-se este num sujeito activo, em vez de ser apenas o receptor passivo de cuidados de saúde.

Com base no trabalho realizado no âmbito da Agenda para os Cidadãos, a política de saúde comunitária deve tomar como principal ponto de partida os direitos dos cidadãos e dos utentes, designadamente o de participar e influir nos processos de decisão, bem como o de adquirir as competências necessárias ao seu bem-estar, incluindo a «literacia em saúde»⁷, em consonância com o quadro europeu de competências essenciais para a aprendizagem ao longo da vida.

Os valores no domínio da melhoria da saúde devem abranger a redução das desigualdades na saúde. Embora muitos europeus tenham uma vida mais

⁵ Conclusões do Conselho sobre valores e princípios comuns aos sistemas de saúde da União Europeia (2006/C 146/01).

⁶ Incluindo a Declaração Universal dos Direitos do Homem e o Pacto Internacional sobre os Direitos Económicos, Sociais e Culturais da ONU, bem como a Convenção Europeia sobre os Direitos do Homem e a Biomedicina

⁷ A capacidade de ler, filtrar e compreender a informação de saúde, a fim de formar uma opinião, com conhecimento de causa

longa e mais saudável do que as gerações anteriores, existem grandes desigualdades nos vários Estados-Membros no domínio da saúde⁸.

A título de exemplo, embora a população total da UE esteja a envelhecer, observam-se variações de 9 anos entre os Estados-Membros da UE na esperança de vida à nascença das mulheres e de 13 anos no caso dos homens. A taxa de mortalidade infantil varia de tal forma que chega a ser seis vezes mais elevada num país do que noutro (Eurostat, 2007).

Por último, a política de saúde deve basear-se em dados científicos, obtidos a partir de informações sólidas, com base em investigação relevante. A Comissão Europeia encontra-se numa posição privilegiada para reunir dados comparáveis provenientes dos diversos Estados-Membros e deve dar resposta aos apelos de melhor informação e de maior transparência na definição das políticas, designadamente através da implementação de um sistema de indicadores que englobem os níveis nacionais e regional (UE, 2008).

1.5.1 – Integrar a dimensão da saúde em todas as políticas

A saúde das populações não depende unicamente das políticas de saúde. Outras políticas comunitárias desempenham um papel determinante, nomeadamente (...) a investigação e inovação no domínio da saúde, (...), a dimensão da saúde na política de desenvolvimento, a saúde e segurança no trabalho, as TIC (Tecnologias da Informação e da Comunicação) e a protecção radiológica, (...) (UE, 2008).

Estabelecer sinergias com estes e outros sectores é fundamental para uma política comunitária de saúde sólida, e muitos sectores irão colaborar a fim de concretizar os objectivos e as acções da presente estratégia.

Integrar a dimensão da saúde em todas as políticas implica também envolver novos parceiros na política de saúde. A Comissão estabelecerá parcerias tendo em vista a promoção dos objectivos da estratégia, nomeadamente com as ONG, a indústria, o sector universitário e a comunicação social (UE, 2008).

⁸ Definidas como as desigualdades em saúde que são evitáveis e injustas

1.5.2 – Reforçar a intervenção da UE na saúde a nível mundial

A UE e os seus Estados-Membros podem obter melhores resultados na intervenção ao nível da saúde para os cidadãos da UE e dos países terceiros através de uma liderança colectiva duradoura em matéria de saúde a nível mundial⁹.

Num mundo globalizado é difícil separar as acções nacionais ou comunitárias das políticas globais, uma vez que os problemas de saúde globais têm repercussões na política de saúde interna da Comunidade e vice-versa.

A UE pode contribuir para a saúde a nível mundial através da partilha dos seus valores, experiência e conhecimentos especializados, bem como ao tomar medidas concretas para a melhoria da saúde. As acções nesta área podem apoiar esforços com vista a garantir a coerência entre as políticas de saúde internas e externas na concretização dos objectivos de saúde mundiais¹⁰ (UE, 2008).

1.5.3 – Proteger os cidadãos das ameaças para a saúde

A protecção da saúde humana é um dever consagrado no artigo 152.º do Tratado UE. Por conseguinte, melhorar a segurança e proteger os cidadãos das ameaças para a saúde foram sempre objectivos centrais da política de saúde comunitária. Ao mesmo tempo, a UE tem também responsabilidades no que respeita à saúde dos cidadãos dos países terceiros (UE, 2008).

O trabalho a nível comunitário inclui a avaliação científica dos riscos (...)

A segurança do utente é outro domínio importante a ter em conta. No Reino Unido 10% dos utentes hospitalizados sofrem efeitos adversos provocados

⁹ Este aspecto inscreve-se no seguimento do artigo 152.º, que apela a uma cooperação com os países terceiros e as organizações internacionais no domínio da saúde pública, e do objectivo estratégico da Comissão relativo à Europa como parceiro mundial (Estratégia Política Anual para 2008, COM (2007) 65 final). Espera-se que o novo Tratado Reformador inclua também um novo objectivo da UE, designadamente o de, nas suas relações com o resto do mundo, a União afirmar e promover os seus valores e interesses e contribuir para a protecção dos seus cidadãos.

¹⁰ Por exemplo, os Objectivos de Desenvolvimento do Milénio, o Consenso Europeu sobre a Cooperação para o Desenvolvimento e a Declaração de Paris de 2005.

pelos cuidados de saúde que lhes são prestados¹¹ e é possível que este problema atinja as mesmas proporções noutros países da UE¹². É necessária uma nova ênfase na abordagem das ameaças para a saúde dentro e fora da UE.

Importa avaliar devidamente as novas tecnologias, designadamente no que respeita à relação custo-eficácia e à equidade, e tomar em conta as implicações em termos de formação e capacidades dos profissionais de saúde. Tecnologias novas, pouco familiares, podem dar origem a preocupações de carácter ético. É também necessário examinar as questões relativas à confiança dos cidadãos (UE, 2008).

Os planos de trabalho anuais do Segundo Programa de Acção Comunitária no Domínio da Saúde recentemente adoptados serão um instrumento essencial de apoio aos objectivos da estratégia.

[Programa de Acção Comunitária no domínio da Saúde Pública para 2003-2008](#), primeiro programa integrado neste domínio, contribuiu para melhoramentos essenciais em matéria de saúde (UE, 2002).

No entanto, a União Europeia deve envidar esforços suplementares para melhorar a saúde e a segurança dos cidadãos. Esta decisão cria um segundo programa de acção comunitária no domínio da saúde para o período compreendido entre 1 de Janeiro de 2008 e 31 de Dezembro de 2013. O referido programa assenta nas realizações do programa precedente, substitui-o e completa e apoia as políticas dos Estados-Membros.

Persegue três grandes objectivos:

- Melhorar a segurança sanitária dos cidadãos;
- Promover a saúde, incluindo a redução das desigualdades de saúde;
- Produzir e difundir informações e conhecimentos sobre a saúde.

¹¹ Ou seja, cerca de 850 000 efeitos adversos por ano. Fonte: UK Department of Health Expert Group. *An organization with a memory: report of an expert group on learning from adverse events in NHS*. Chairman: Chief Medical Officer London: The Stationery Office, 2000.

¹² Será abordado mais à frente a problemática que afecta não só os países da UE mas como a nível Internacional, relacionada com a segurança dos doentes e as radiações ionizantes

Estão previstas acções para atingir cada um destes objectivos. Trata-se de acções que contribuem para a prevenção das doenças graves e para a redução da respectiva incidência (UE, 2007).

Em síntese, é importante a cooperação de políticas e a implementação de estratégias dos vários Estados Membros a nível Comunitário.

Os Estados Membros, soberanos na implementação das suas políticas, devem contudo, analisar os procedimentos já existentes e, em conjunto com os Órgãos e Comissões Nacionais, reformular as suas práticas de trabalho e actividades actuais, promovendo a cooperação a nível comunitário e adoptar as acções susceptíveis de afectar de forma significativa os factores determinantes da saúde, conferindo a uma vasta gama de questões de saúde uma maior focalização, orientação e priorização.

2- Efeitos biológicos da radiação

Um dos principais problemas para o ser humano, quando exposto a uma fonte de emissão de radiação X, reside nos efeitos biológicos que esta provoca no corpo humano.

2.1- Caracterização dos efeitos biológicos

Os efeitos biológicos da radiação X são a consequência de uma longa série de interacções à escala atómica que adquirem a forma de ionizações ou de excitações dos electrões orbitais e são traduzidos na acumulação de energia no tecido.

A energia depositada pode induzir trocas moleculares cujas consequências podem provocar modificações moleculares ou até conduzir a lesões importantes, onde o dano mais importante é aquele que ocorre no ADN¹³. As alterações químicas nas moléculas são produzidas pela radiação ionizante por efeitos directos e indirectos (Bushong, 2005; Biral, 2006).

¹³ Ácido desoxirribonucleico

2.2 - Mecanismos de acção

Quando um átomo é ionizado (Figura 1) são modificadas as propriedades das suas ligações químicas. Se o átomo é um constituinte de uma molécula grande, a ionização pode produzir a ruptura da molécula e a sua alteração do átomo. Esta molécula anómala pode actuar de forma menos própria ou simplesmente deixar de funcionar, o que pode conduzir a um dano grave nas células ou inclusive a morte celular (Biral, 2006; Hendee & Edwards, 1996).

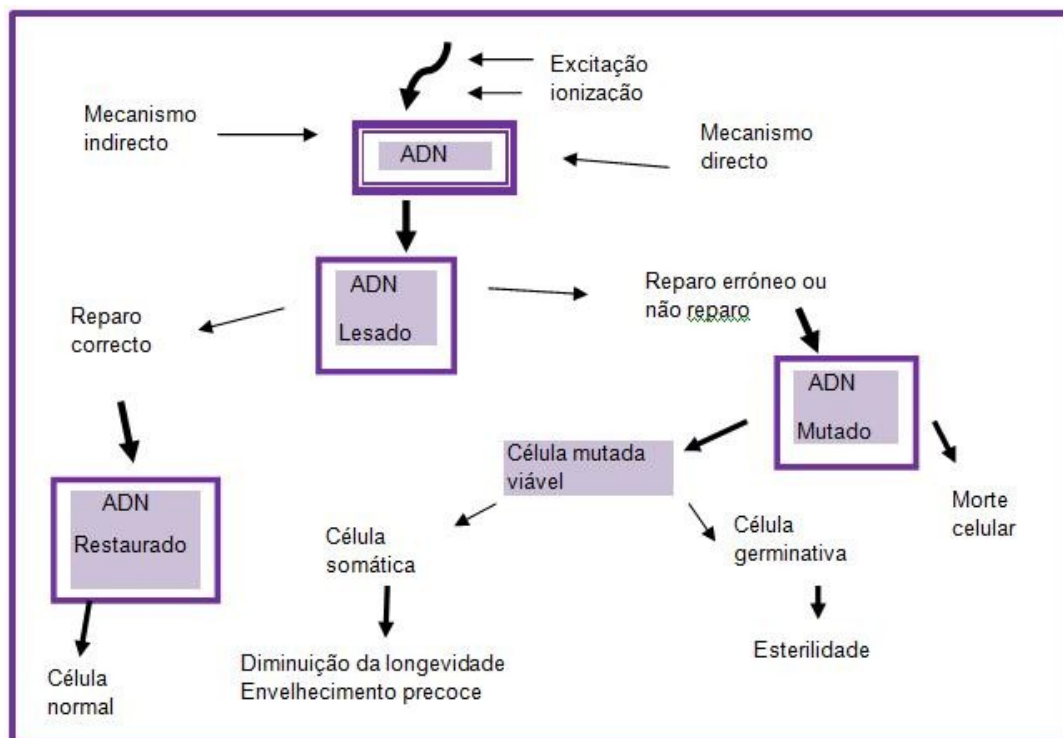


Figura 1: Mecanismos de acção dos efeitos biológicos (Adaptado : Hendee & Edwards, 1996)

As ionizações são uma sequência de fenómenos cuja escala temporal inclui três fases sequenciais: indução, processamento e manifestação. A indução é a fase onde ocorre a ionização, é um processo rápido [10^{18} segundos] e um processo físico de interacção de uma partícula rápida com um átomo dos componentes da célula. Podem existir processos sucessivos, desde a ionização a processos físico-químicos e químicos com a formação de radicais livres (Biral, 2006; Bushong, 2005).

O início da fase de processamento é da responsabilidade da actividade dos radicais livres. Os processos bioquímicos celulares evoluem no sentido dos

efeitos biológicos e manifestações celulares, sendo seguidos de lesões precoces ou tardias nos tecidos, até aos lentos processos carcinogénicos¹⁴ e genéticos que só se manifestam ao fim de muitos anos (Biral, 2006; Bushong, 2005).

Ao nível celular, a radiação ionizante interage com o ADN com uma acção directa (radiação altamente ionizante) ou indirecta (radiação fracamente ionizante). Esta última provoca a radiólise¹⁵ da água com a formação de radicais hidróxidos; estes ao interagirem com o material genético induzem alterações no código genético (mutações) e podem alterar o processo de duplicação do ADN (Biral, 2006; Bushong, 2005).

Nesta fase, ainda há a possibilidade de manipulação dos radicais livres altamente reactivos, diminuindo os efeitos biológicos. A fase biológica é iniciada com reacções enzimáticas que originam lesões em grande parte do ADN que podem ou não ser reparadas, ocorrendo a sobrevivência da célula normal ou resultando na morte celular, mutações ou alterações cromossómicas. As lesões podem ser pontuais, quando existe uma pequena substituição nucleótida¹⁶ ou mutações clastogénicas¹⁷ que abrangem vários genes, como o rearranjo dos cromossomas (Biral, 2006; Bushong, 2005).

Conclui-se que os efeitos da radiação ionizante ao nível do material genético, ADN, são muito importantes nos processos desencadeantes da oncogénese¹⁸, dos efeitos genéticos e hereditários (Biral, 2006; Bushong, 2005).

2.3 - Classificação dos efeitos biológicos

Os efeitos biológicos classificam-se conforme a sua variação, quanto ao tempo de manifestação, ao tipo de célula atingida e à quantidade de energia depositada ou dose absorvida (Alpen, 1990; Biral, 2006; Bushong, 2005).

¹⁴ Qualquer substancia ou agente que produz ou aumenta o risco de ocorrência de cancro (Thomas, 2000).

¹⁵ Decomposição de um corpo sob a acção de radiações ionizantes.

¹⁶ Substancia composta por açúcar, ácido fosfórico e uma base nitrogenada e que representa uma unidade de ácido nucleico (THomas, 2000).

¹⁷ Agentes que provocam anomalias nos cromossomas

¹⁸ Formação e desenvolvimento de um tumor. (Thomas, 2000)

2.3.1 - Tempo de manifestação

Quando as consequências da radiação são produzidas num prazo de alguns minutos ou dias após a exposição, estas são classificadas como imediatos ou precoces. São exemplos disso, o eritema¹⁹, a queda de cabelos, a necrose²⁰ tecidular, a esterilidade temporária ou permanente e as alterações no sistema sanguíneo (Thomas, 2000).

Por outro lado, quando as lesões não são perceptíveis após meses ou anos, são classificadas como efeitos diferidos da radiação ou efeitos tardios. São exemplo disso, o aparecimento de cataratas, de neoplasias e de anemias aplásticas²¹ (Thomas, 2000).

2.3.2 - Tipo de célula atingida

Os efeitos somáticos caracterizam-se por alterações provocadas pela interacção da radiação ionizante com qualquer célula do organismo, excepto as reprodutivas, que se manifestam no próprio indivíduo irradiado como a neoplasia e a catarata, entre outros (Thomas, 2000).

Os efeitos genéticos ou hereditários caracterizam-se por alterações provocadas pela interacção da radiação ionizante com as células reprodutivas do organismo e manifestam-se nos descendentes do indivíduo irradiado; como exemplo destes efeitos genéticos temos as mutações genéticas (Thomas, 2000).

2.3.3 - Quantidade de energia depositada

Os efeitos biológicos podem classificar-se em duas categorias: efeitos determinísticos, ocorrem com toda a certeza quando o indivíduo está exposto a uma dose de radiação acima de um certo limiar; e efeitos estocásticos ou

¹⁹ Uma forma de macula que exhibe um rubor difuso sobre a pele (Thomas, 2000)

²⁰ Morte, degeneração gradual (Thomas, 2000)

²¹ Redução do número de células sanguíneas circulantes por mm cúbico, causada pela aplasia da medula óssea ou pela sua destruição por agentes químicos ou por factores físicos, por ex. Raios x. (Thomas, 2000)

probabilísticos porque estão relacionados com o acaso e a respeito de que só é possível enunciar probabilidades (EURATOM, 1997; Bushong, 2005).

Os efeitos determinísticos são causados pela diminuição ou pela perda da função de um órgão devido a danos ou à morte celular e para os quais existem limiares de dose. No entanto, a função de muitos órgãos e tecidos não é afectada por pequenas reduções do número de células saudáveis existentes. Só no caso de uma redução biológica consideravelmente grande serão clinicamente observáveis os efeitos patológicos. São exemplos a catarata, a leucopénia²², as náuseas, a anemia, a esterilidade, a hemorragia, o eritema e a necrose, entre outros (EURATOM, 1997; Bushong, 2005).

Os efeitos estocásticos são o resultado de modificações provocadas pelas radiações nas células resultando em alterações ao ADN, sendo a ocorrência muito posterior à exposição sob a forma de doenças cancerígenas ou de transmissão hereditária de malformações, que mantêm a sua capacidade de divisão. Estas células modificadas podem, em certos casos, iniciar uma transformação maligna da célula e com o seu desenvolvimento conduzir à neoplasia: leucemia de 5 a 7 anos e tumores sólidos de 10 a 15 anos (EURATOM, 1997; Bushong, 2005).

No que concerne aos efeitos estocásticos, não é considerado um limiar de dose de radiação²³, isto é, a quantidade de radiação administrada de uma só vez. Admite-se que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose, por

²² Diminuição anormal de leucócitos.

²³ Na base de estudos experimentais e epidemiológicos, tem sido adoptado pelos principais organismos de protecção radiológica internacionais, como o ICRP (International Commission on Radiological Protection) e a IAEA (International Atomic Energy Agency), um modelo de dose-resposta de exposição à radiação ionizante designado por LNT (Linear No-Threshold); em termos práticos, tal significa que a **mínima dose de radiação tem potencial para causar danos biológicos**, não existindo assim um limiar de segurança passível de ser adoptado, e que os efeitos causados sobre a saúde apresentam uma incidência estatística que é directamente proporcional à dose recebida. Considerando o exposto, a fixação de limites de dose em protecção radiológica converte-se num problema de custo benefício, não surpreendendo assim que diferentes países, face à sua realidade específica, adoptem para o efeito critérios distintos. Para a sistematização do conhecimento sobre os efeitos da radiação ionizante têm contribuído sobremaneira dois comités científicos permanentes, funcionando um no âmbito das Nações Unidas (UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation) e outro no âmbito da Academia de Ciências dos Estados Unidos (BEIR – Biological Effects of Ionizing Radiation); estes comités, onde se integram reputados especialistas da área da protecção radiológica, têm produzido com regularidade ao longo do tempo extensos relatórios síntese actualizando o conhecimento científico nesta área, datando os últimos de 1998 (BEIR-VI) e 2000 (UNSCEAR)

isso, a probabilidade de indução deve ser reduzida pela manutenção da dose tão baixa quanto possível, utilizando-se o princípio ALARA (As Low As Reasonable Achievable) que refere que as exposições à radiação ionizante devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequível levando-se em consideração factores económicos e sociais (EURATOM, 1997).

Nenhuma prática que envolva exposição a radiações deverá ser adoptada a não ser que produza um grande benefício aos indivíduos/sociedade expostos, que compense o prejuízo que produz. A maioria dos benefícios ou prejuízos que causam, acumulam-se nos indivíduos, por isso cada procedimento deve ser justificado (EURATOM, 2002).

Assim, deve-se aplicar a dose de radiação de forma a obter qualidade nos exames, mas tendo por base os limites estabelecidos a aplicar (EURATOM, 1997).

A magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de incorrer em riscos, mesmo quando estes não estão completamente determinados, é razão suficiente para manter as doses o mais baixo possível, numa óptica da optimização da protecção. Assim deve ser considerada a utilização de níveis de investigação para aplicação em alguns procedimentos de diagnóstico comuns (EURATOM, 2002).

2.4 - Características gerais dos efeitos biológicos:

Especificidade – quando os efeitos biológicos podem ser provocados por outras causas (outros agentes físicos, químicos ou biológicos que causam os mesmos efeitos);

Tempo de latência – é o período de tempo que decorre entre o momento da irradiação e o aparecimento de um dano visível. O tempo de latência varia inversamente com a dose de radiação recebida. Após a irradiação de Hiroxima e Nagasaki, a frequência anormal de leucemia ocorreu entre o 6º e 12º ano após as explosões, voltando ao normal 25 anos após a ocorrência;

Reversibilidade – quando o mecanismo de reparação das células é eficiente, mesmo os danos mais profundos são reparados ou compensados dependendo

da dose recebida, da taxa de dose e do órgão atingido. Exemplo: alterações funcionais (temporárias), neoplasia e necrose irreversível;

Transmissibilidade – a maior parte das alterações causadas no organismo humano pelas radiações ionizantes não são transmissíveis a outras células ou outros organismos. A transmissão só ocorre no património hereditário das células germinativas e os efeitos poderão aparecer nos descendentes do indivíduo irradiado;

Factores de influência – as pessoas que receberam a mesma dose podem não apresentar o mesmo dano, porque o efeito biológico é influenciado pela idade, sexo e estado físico (IPEN, 2002).

2.5 - Radiosensibilidade

Os diferentes tecidos e órgãos possuem diferentes sensibilidades à radiação. A sua radiosensibilidade é expressa pela actividade mitótica sobre o grau de especialização (Biral, 2006).

Biral refere estudos de 1906, efectuados por Jean Bergonié e Louis Tribondeau, que descrevem o que viriam a ser as primeiras observações sobre o efeito das radiações ionizantes em meio celular:

- Células com alta taxa de proliferação são mais radiosensíveis;
- A radiosensibilidade é inversamente proporcional ao grau de diferenciação celular, quanto menos definida ou menos diferenciada a célula na sua função, maior a radiosensibilidade;
- A radiosensibilidade aumenta com o aumento de divisões celulares até que ela se estabilize e alcance a forma-função como célula madura.

3 - Procedimentos para a obtenção de imagens médicas

Existem alguns tipos ou formas de obtenção imagens médicas, sendo que cada uma delas utiliza diferentes tipos de técnicas e tecnologias.

As imagens obtidas através de Ultra-sons (Us) utilizam ondas sonoras de alta frequência, que permitem ver tecidos e órgãos. A Ressonância Magnética

Nuclear (RMN) utiliza ondas de rádio e campos magnéticos para a produção de imagens. Ao contrário dos Us e da RMN as radiografias (raios X convencionais), a Tomografia Computorizada (TC), a fluoroscopia e a Medicina Nuclear, são procedimentos que utilizam a radiação ionizante como forma de obtenção de imagens.

Estes diferentes tipos de procedimentos usam diferentes quantidades de radiação. Os raios X convencionais, com procedimentos como radiografia ao tórax e mamografia, usam doses relativamente baixas de radiação. Nestes exames os raios X passam através do corpo e produzem uma imagem bidimensional numa zona em particular.

Este tipo de imagens representa cerca de 74% dos procedimentos radiológicos efectuados anualmente nos EUA e contribui em 11% para a exposição total anual em procedimentos radiológicos (NCRP, 2009).

Na realização de uma TC, uma fonte que produz raios X passa à volta do corpo do utente para proceder à aquisição/formação de várias imagens bidimensionais numa zona em particular.

Num procedimento de fluoroscopia os raios X passam continuamente através do corpo do utente num curto período de tempo, produzindo imagens com movimento em tempo real, que podem ser usadas para observar o movimento dum objecto ou substância dentro do corpo.

A utilização de procedimentos tal como a TC, a fluoroscopia e a MN significam repetidas e extensas exposições à radiação, por isso estes exames estão associados a elevadas doses de radiação, quando comparados com os raios X convencionais (NCRP, 2009).

3.1 - Diagnóstico através de raios X

As imagens de raios X tornam-se rapidamente uma ajuda indispensável para investigações médicas permitindo alterações no diagnóstico médico sob a influência de imagens de raios X. Os conhecimentos especializados necessários fizeram da radiologia uma especialidade médica importante. Esta especialidade tem-se desenvolvido sob a influência das indicações e

necessidades complementares das informações médicas e as soluções técnicas existentes, mas também sob a influência de novas possibilidades oferecidas pela tecnologia e o desenvolvimento de novos procedimentos de exames (Watson, 1945; Manes, 1956).

O mais recente desenvolvimento dos equipamentos, a TC com multi detectores, a maior utilização de raios X e da medicina nuclear, em novos estudos tem melhorado a vida dos pacientes, revolucionando a prática da medicina (ACR, 2007).

No entanto, esta rápida evolução do processamento de imagens também resultou num significativo aumento da exposição da população a radiações ionizantes, transformando-se num iminente risco para a saúde pública.

Existe um crescente interesse internacional no controlo da dose de radiação e nos procedimentos de tratamento de imagens. Embora tenha havido recentemente interesse generalizado nas questões de segurança do utente²⁴, possíveis perigos associados à exposição de radiação em geral não têm sido postos em evidência ou comentados pelos membros da comunidade médica, principalmente os médicos radiologistas (ACR, 2007).

O ACR, (2007) na procura do seu compromisso para com a segurança contra as radiações, desenvolve actualmente as seguintes actividades: programas de capacitação, orientações práticas e normas técnicas²⁵, critérios de adequação²⁶, registo de índice de dose (em desenvolvimento), programas educacionais, o site da Web de informação pública RadiologyInfo (desenvolvido em conjunto com Radiological Society of North America [RSNA]²⁷) colaborações com o governo e os legisladores sobre questões de segurança e as actividades de investigação, como o ACR Imaging Network (ACRIN).

²⁴ Institute of Medicine. To err is Human: building a safer health system

²⁵ ACR. Practice guidelines and technical standards.

²⁶ American College of Radiology standards, accreditation programs and appropriateness criteria

²⁷ Radiological Society of North America.

3.2 - Protecção Radiológica

As grandezas básicas em Protecção Radiológica são:

Kerma

A quantidade de energia transferida ao meio pelo electrão é designada por Kinetic Energy Released (Kerma), K , descreve a interacção inicial do feixe com o meio e define-se por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Gy}) \quad (\text{ICRP, 2007})$$

Onde dE_{tr} é a energia cinética transferida pelo feixe incidente aos electrões, no volume elementar de massa dm . A unidade do *Kerma* é expressa em J/kg, mas por razões históricas utiliza-se o *gray* (Gy).

O *Kerma* deve ser sempre definido tendo em conta o material onde a interacção tomou lugar, por exemplo: *Kerma* do ar, etc.

Dose absorvida

A dose absorvida, D , é a **grandeza fundamental em protecção radiológica** e é definida pela razão entre a energia média depositada ($d\epsilon$) pela radiação ionizante por unidade de massa dm :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (\text{Gy}) \quad (\text{ICRP, 2007})$$

Na presente directiva, dose absorvida designa a dose média num tecido ou num órgão. (EURATOM, 1996)

A dose absorvida e o *Kerma* são grandezas similares. Ambas expressam quantidades de energia por unidade de massa. Porém a diferença entre elas, é onde a energia é depositada no meio. No *Kerma*, não interessa se os electrões vão perdendo a sua energia no interior do volume de interesse, a energia transferida aos electrões nesse volume é que é importante. Em relação à dose absorvida, é considerada somente a energia depositada, no meio de volume de interesse, pelos electrões.

Uma vez que a dose absorvida é insuficiente para correlacionar os distintos tipos de radiação e condições de exposição com os efeitos biológicos, é necessário definir outras duas grandezas: dose equivalente e dose efectiva.

Dose equivalente

A dose equivalente, H_t , é a dose média absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo factor de ponderação do tipo de radiação:

$$H_t = \sum W_R \cdot D_{T,R} \quad (\text{Sv}) \quad (\text{ICRP, 2007})$$

Onde W_R é o factor de ponderação da radiação, que depende do tipo de radiação incidente e da sua energia. A unidade SI de dose equivalente é J/kg, no entanto utiliza-se a unidade *Sievert* (Sv), que indica a ponderação pelo tipo de radiação. Os valores considerados actualmente para o factor de ponderação, W_R , encontram-se no quadro 3:

Tipo de radiação	Energia	Factor de ponderação da radiação, w_R
Fotões	Todas as energias	1
Electrões	Todas as energias	1
Neutrões	<10 keV	5
	10 keV < E < 100 keV	10
	100 keV < E < 2 MeV	20
	2 MeV < E < 20 MeV	10
	E > 20 MeV	5
Protões diferentes dos de retrocesso	E > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	Todas as energias	20

Quadro 3: Factores de ponderação da radiação (Adaptado: EURATOM, 1996)

Dose efectiva

Para ter em conta o risco total da exposição de vários órgãos ou tecidos que tenham radiosensibilidades diferentes, a ICRP introduziu o conceito de dose efectiva. A dose efectiva, E , é a soma das doses equivalentes, ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão:

$$E = \sum W_T \cdot H_t \text{ (Sv)} \quad (\text{ICRP, 2007})$$

Onde W_T é o factor de ponderação correspondente ao tecido T, que traduz a radiosensibilidade própria do tecido ou órgão considerado. Os factores de ponderação da radiação não dependem dos tecidos e os factores de ponderação dos tecidos não dependem da radiação.

Dose efectiva (E): soma das doses equivalentes ponderadas em todos os tecidos e órgãos do corpo especificados no anexo II (96/29/EURATOM), resultante de irradiação interna e externa.

A ICRP efectuou uma revisão em 1990 (publicação 60) dos valores do coeficiente de ponderação tecidular, que tinham sido propostos em 1977 (publicação 26) de modo a ter em conta os cancros fatais e não fatais, bem como os efeitos hereditários, mais tarde em 2007 (Publicação 103) estes valores voltaram a ser revistos (Quadro 4):

Tecido/Órgão	Factor de ponderação tecidular, W_T		
	ICRP 26	ICRP 60	ICRP 103
Gónadas	0,25	0,20	0,08
Medula Óssea	0,12	0,12	0,12
Cólon	--	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12	0,12
Estômago	--	0,12	0,12
Bexiga	--	0,05	0,04
Mama	0,15	0,05	0,12
Fígado	--	0,05	0,04
Esófago	--	0,05	0,04
Tiróide	0,03	0,05	0,04
Pele	--	0,01	0,01
Superfície óssea	0,03	0,01	0,01
Cérebro	-	-	0,01
Restantes	0,30	0,05	0,04

Quadro 4 – Factores de ponderação dos tecidos/órgãos (Adaptado: ICRP 60, 1990; ICRP 26, 1977).

O factor de ponderação tecidular representa a razão da probabilidade de ocorrer um efeito estocástico no tecido/órgão exposto e da probabilidade total de ocorrer efeitos estocásticos de uma exposição uniforme do corpo inteiro.

BERT

Um método recomendado pelo organismo de protecção radiológica América – *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) – para explicar de forma simples a quantidade da radiação recebida durante os exames radiológicos, consiste em comparar a dose efectiva recebida durante o exame (em mSv) com a quantidade de radiação natural recebida pela população, em geral, expressando-a em termos de tempo de exposição equivalente à dita radiação de fundo natural (2,4 mSv por ano) de acordo com a UNSCEAR 93, ou seja, *Background Equivalent Radiation Time* (BERT).

$$BERT = \frac{E}{2,4} \quad (\text{UNSCEAR, 1993})$$

Quer isto dizer que se a dose efectiva for 2,4 mSv, equivale a dizer que a dose de radiação recebida por um indivíduo devido a uma exposição radiológica é corresponde à quantidade de radiação que ele recebe, em segundos, o equivalente a um ano devido à exposição de origem natural. As estimativas da dose efectiva através do diagnóstico com TC podem variar com base num factor de 10 ou mais, dependendo do tipo de procedimento de TC, tamanho dos utentes, o tipo de aparelho de TC e o protocolo técnico utilizado.

Uma lista de procedimentos de diagnóstico representativos e doses efectivas típicas associadas estão indicados no Quadro 5:

Procedimento de diagnóstico	Dose efectiva típica (mSv) ²⁸	Número de exames, radiografia ao tórax, por equivalente dose eficaz ²⁹	Período de tempo para o equivalente dose eficaz e a radiação natural de fundo ³⁰
Rx do tórax	0,02	1	2,4 Dias
Rx do crânio	0,1	5	12 Dias
Rx da coluna lombar	1,5	75	182 Dias
Urografia	3	150	1 Ano
Trânsito intestinal (intestino grosso)	6	300	2 Anos
Trânsito do delgado	8	400	2,7 Anos
TC do crânio	2	100	243 Dias
TC do abdómen	8	400	2,7 Anos

Quadro 5 – Comparação de doses efectivas típicas (Adaptado de FDA, 2000)

3.2.1 - Riscos associados à exposição a doses baixas de radiação

Para várias finalidades em protecção radiológica, é necessário estimar as consequências de uma exposição á radiação. Tanto quanto possível, a ICRP utiliza dados das exposições humanas para obter algumas conclusões gerais, mas na maioria das situações as doses e as taxas de dose, e consequentemente a probabilidade de detrimento para a saúde, são muito menores que aquelas obtidas pela informação epidemiológica.

O conhecimento epidemiológico deverá ser complementado pela pesquisa biológica sobre os efeitos da radiação de modo que os resultados possam ser alargados com alguma confiança para as doses e taxas de dose baixas pretendidas. Além disso, a duração dos estudos epidemiológicos raramente é suficientemente longa para estudar a população exposta. Assim é necessário um modelo de projecção para estimar riscos de vida para a população exposta. Finalmente as populações que foram expostas, nunca são as mesmas para as

²⁸ - .Média da dose eficaz em milisieverts (mSv) como compilado por Fred A. Mettler, Jr., et al., "Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: "A Catalog," *Radiology* Vol. 248, No. 1, pp. 254-263, Julho 2008.

²⁹ - Partindo do pressuposto de uma média "dose eficaz" do rx ao tórax de 0,02 mSv.

³⁰ - Partindo do pressuposto de uma média "dose eficaz" da radiação natural de fundo de 3 mSv por ano nos Estados Unidos.

quais o risco foi estimado. Assim sendo, os resultados têm que ser posteriormente extrapolados à população em geral (ICRP, 1990).

Por estas razões, a ICRP fala em estimativas de risco.

As estimativas são expressas com o coeficiente que relaciona a dose efectiva à probabilidade de ocorrer um cancro ou efeitos hereditários graves no indivíduo exposto. O valor destes coeficientes é determinado para uma população generalizada (distribuição típica das idades e sexos, taxas típicas de mortalidade por cancro). Esta população é definida na publicação 60 e baseada na média de cinco países diferentes (ICRP, 1990).

A ICRP estima que a probabilidade de ocorrer um cancro rádio induzido, numa população constituída por indivíduos de todas as idades (inclusive crianças) é de 7,3% / Sv e para uma população de trabalhadores com idades compreendidas entre 20 e 64 anos, considera-se uma probabilidade de 5% / Sv.

3.2.2 - Princípios do sistema de Protecção Radiológica da ICRP

A protecção Radiológica surge da necessidade de proteger os indivíduos e o meio ambiente dos efeitos nocivos das radiações ionizantes e tem como principais objectivos:

- Prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos
- Reduzir a probabilidade de incidência de efeitos estocásticos.

Com este fim, a ICRP estabeleceu três princípios fundamentais:

- Nenhuma prática³¹ que envolva a exposição à radiação deve ser adoptada, salvo se o benefício da exposição para o indivíduo e para a sociedade, for maior que o detrimento³² por ela causada (**Justificação da prática**)
- A prática sendo justificada, relativamente à fonte de radiação, todos os passos razoáveis devem ser tomados de forma a ajustar a protecção

³¹ Consideram-se práticas as actividades humanas que conduzem à exposição ou à probabilidade de exposição às radiações ionizantes dos indivíduos.

³² O conjunto de prejuízos ocasionados durante a prática, constitui o denominado detrimento total e compreende todos os custos e aspectos negativos da actividade proposta.

para obter um benefício máximo, tendo em conta factores económicos e sociais (**Optimização da protecção**)

- Um limite deverá ser estabelecido no que respeita à dose total que pode ser recebida por um indivíduo e resultante de todas as práticas às quais ele é exposto (**Aplicação dos limites de dose individual**).

3.3 - Justificação e optimização da prática

A decisão para seguir ou continuar qualquer actividade radiológica em seres humanos, envolve uma análise dos benefícios e desvantagens que dessa exposição advêm. Esta análise envolve a consideração de outros procedimentos alternativos. O detrimento mede o prejuízo total como consequência à exposição de uma fonte de radiação, considerando custos económicos e sociais.

«Detrimento»: efeitos deletérios clinicamente observáveis que se manifestam nos indivíduos ou nos seus descendentes e cujo aparecimento é imediato ou diferido, sugerindo, neste último caso, mais uma probabilidade do que uma certeza; (...) (Dec Lei 180/2002).

Durante o processo de quantificação do detrimento, devem-se ter em conta vários factores (ICRP, 1996):

- Probabilidade de ocorrer um cancro fatal, durante toda a vida;
- Perda de esperança de vida, no caso de que seja atribuída a causa de morte;
- Incremento da taxa de mortalidade específica para cada idade, ou seja, probabilidade de morrer a uma determinada idade, condicionado por essa idade;
- Probabilidade por cancros induzidos não mortais;
- Mortalidade consequente do risco de efeitos hereditários nas futuras gerações.

Em protecção radiológica, o benefício total de uma exposição médica inclui não só o benefício para a saúde do utente, mas também os benefícios para a família e para a sociedade. Em medicina, a exposição é a dos utentes

(exposição médica), a dos trabalhadores (exposição ocupacional) e a dos membros do público em geral (exposição pública). Finalmente, a avaliação necessária para a justificação de uma prática tem por base a experiência, o discernimento profissional e senso comum.

No Manual de Higiene das Radiações, Bitteli (1965) chama a atenção para algumas das recomendações feitas no Radiological Hazards to Patients, Second Report ao Medical Research Council em 1960:

(...) “Deve haver indicação clínica precisa antes que seja solicitado qualquer exame radiológico, devendo-se verificar se não existem radiografias anteriores que tornem desnecessária a repetição”.

O princípio de optimização estipula que as doses individuais e o número de indivíduos expostos, devem manter-se tão reduzidos quanto seja possível alcançar, tendo em conta os factores económicos e sociais aplicáveis. Com este princípio conhecido em protecção radiológica como o princípio *As Low as Reasonably Achievable* (ALARA), pretende-se obter um nível de dose efectiva colectiva abaixo do qual o custo de qualquer medida adicional de protecção radiológica será maior que o valor da redução do detrimento para a saúde, que com ela se conseguiria (UNSCEAR, 2000).

O princípio ALARA não pretende diminuir a dose a todo o custo, tratando-se assim de uma metodologia de actuação, um conjunto estruturado, coerente de acções e análises a realizar para atingir a racionalidade e lógica na aplicação da protecção radiológica.

O processo de optimização começa por definir o problema e identificando uma série de opções, cada uma das quais tem que ser definida uma relação com as suas características e atributos. Estas opções são posteriormente comparadas para entre elas seleccionar a solução mais optimizada.

Restrição de dose: limitação das doses prospectivas recebidas pelos indivíduos que possam ser provenientes de uma determinada fonte, destinada a ser utilizada na fase de planeamento da protecção contra as radiações, sempre que se pretenda atingir a sua optimização (EURATOM, 1996).

4 - Tomografia Computorizada

A procura incessante de novas formas para evidenciar alterações morfológicas e estruturais, assim como a contínua melhoria na qualidade das informações fornecidas pelas modalidades de imagem médica, fizeram com que a Tomografia Computorizada (TC) emergisse como uma das mais importantes técnicas de imagem dos tempos modernos. Iniciada por Hounsfield e Cormack em 1972 é, indiscutivelmente, um dos métodos de diagnóstico por imagem, que pela sua implementação, crescente expansão, evolução nas suas capacidades e reconhecida utilidade, merece um destaque muito especial (Lima, 2009).

Desenvolvida com grande promessa de crescimento, a TC debateu-se com a possível substituição por outras técnicas de diagnóstico por imagem que não faziam uso de radiação ionizante, mas em vez disso, emergiu como uma sobrevivente e é hoje uma técnica de rotina em radiologia de diagnóstico (Tsapaki, 2007).

4.1 - Princípios Operacionais

Um aparelho de TC é tipicamente composto por três componentes principais: a *gantry*, no interior da qual se encontram a ampola de raios – X e um anel de detectores de radiação; a mesa, onde o utente é posicionado durante o exame e a qual se movimenta segundo o eixo z em direcção ao interior da *gantry*; e um computador que funciona como o sistema de unidade de controlo de funções da TC.

No interior da *gantry*, um fino feixe de raios X é emitido e ao atravessar o material biológico é detectado no lado oposto por um detector, que vai medir a taxa de fotões transmitidos. É deste modo gerada uma projecção. O conjunto de raios - X adquiridos com uma mesma orientação é designado por projecção (Bushberg, 2002). Este procedimento é repetido ao longo de muitas posições angulares do tubo de raios X em torno do utente (360°) até se obter a série de projecções desejadas. Os dados obtidos pelos detectores são reconstruídos digitalmente numa imagem que é efectivamente uma fatia do corpo do utente.

A imagem é dada pela distribuição dos fótons que atravessam o utente e que posteriormente são detectados, sendo por isso uma projecção das propriedades atenuantes de todos os tecidos ao longo do trajecto dos raios X (Weeb, 1996).

Assim, são criadas imagens quantitativas do coeficiente de atenuação linear em cada ponto da secção do corpo em estudo, permitindo a discriminação das diferentes estruturas anatómicas.

4.2 - Qualidade de imagem em TC

A qualidade de imagem em TC é descrita por alguns parâmetros fundamentais como: a resolução espacial de alto contraste, resolução espacial de baixo contraste, o número de TC, ruído e artefactos (Seeram, 2008), que são determinantes para o correcto diagnóstico.

4.3 - TC Helicoidal

No início dos anos 90 foi incorporada nos sistemas de Tomografia Computorizada de 3º e 4º geração a tecnologia de *slip ring* (em português, anéis deslizantes) que consiste em contactos circulares com escovas de deslizamento na parte electrónica da máquina. O uso desta tecnologia veio trazer vantagens em relação às gerações anteriores: nesta nova versão da TC a mesa move-se com velocidade de translação constante através da abertura da *gantry*, acoplada a um movimento de rotação contínuo da fonte de raios X em torno do utente. Esta associação de movimentos permite uma aquisição volumétrica da informação através de projecções axiais cujas sucessivas direcções definem, a uma distância constante do eixo, no espaço, uma espiral com eixo coincidente com o do próprio sistema (Lima, 2009).

Este modo particular de varrimento designa-se de TC helicoidal, espiral ou volumétrica e é a 6ª geração da TC.

No que respeita às capacidades da técnica, a aquisição helicoidal veio permitir uma redução da duração do tempo de exame. Isto deve-se ao facto de a aquisição ser efectuada de forma contínua, sem paragens para o reajuste posicional da mesa, permitindo a cobertura de maiores regiões anatómicas em menos tempo; por exemplo, são necessários 30 s para a aquisição completa do abdómen (Bushberg, 2002).

Assim, o uso de produtos de contraste pode ser melhor rentabilizado. Também a capacidade de reconstrução de cortes sobrepostos, permite otimizar significativamente a discriminação de pequenas lesões que poderiam passar despercebidas utilizando a modalidade convencional e, artefactos resultantes de pequenos movimentos respiratórios e cardíacos do utente podem ser corrigidos (Nagel, 2002).

Além disso, a modalidade helicoidal veio proporcionar a possibilidade de uma redução da exposição à radiação do utente. Tal é possível devido à selecção de um parâmetro do sistema helicoidal, denominado “passo” (em inglês *pitch*) e definido pela relação entre o deslocamento da mesa por rotação completa do tubo TF (mm) e a espessura nominal do corte h (mm):

$$P = \frac{TF}{h} \quad (\text{Nagel, 2002})$$

Quando o “passo” é menor que 1, significa que o deslocamento da mesa é menor que a espessura do corte; este arranjo reduz o risco de perda de diagnóstico para pequenas estruturas relevantes, mas só é conseguido à custa de um aumento de dose local. Pelo contrário, quando o “passo” é maior que 1 é possível reduzir a exposição do utente visto que para percorrer a mesma distância de corte é necessário um menor número de rotações do tubo.

4.4 - TC Multicorte

Os sistemas de TC multicorte ou TC multidetector – 7ª geração – são sistemas que utilizam, na aquisição das imagens, múltiplas filas de pequenos elementos de detectores, colocadas paralelamente entre si, segundo o eixo do sistema Z. A aquisição pode ser feita de modo sequencial ou em modo helicoidal, sendo esta última maioritariamente utilizada. A principal vantagem destes scanners é a utilização mais eficiente da radiação produzida pelo tubo de raios X através da realização de mais de um corte em simultâneo numa única rotação da ampola (Nagel, 2002).

Nos tomógrafos de corte único, a espessura de corte a adquirir é determinada pelas dimensões e geometria do foco, ou seja, pela abertura dos colimadores (largura do feixe de raios X) a usar segundo o eixo do sistema. Com a introdução dos sistemas de múltiplos detectores, um novo parâmetro na definição da espessura de corte a adquirir deve ser considerado: a largura total de aquisição do detector ou colimação total da matriz do detector, que representa a largura, segundo o eixo Z, das filas de elementos de detectores activas na aquisição de cada corte (Lima, 2009).

Com a introdução destes sistemas o conceito de “passo” é agora definido pela relação entre o deslocamento da mesa por rotação completa do tubo TF (mm) e a colimação total da matriz do detector ($N.h$) (ProKop, 2003):

$$P = \frac{TF}{N.h} \quad (\text{Nagel, 2002})$$

Onde N representa o número de filas de detectores activas ou o número de cortes simultaneamente adquiridos de espessura nominal h .

As vantagens clínicas desta tecnologia de detectores vieram superar aquelas do sistema helicoidal de um único corte. O tempo necessário para o varrimento de um certo volume pode ser bastante mais reduzido (aumento da velocidade de rotação do conjunto tubo de raios X / detectores). O facto de se efectuarem aquisições mais rápidas reduz artefactos que possam ser provocados pelos movimentos involuntários do utente e possibilita a avaliação de regiões do

corpo mais extensas. Ao fornecer um maior número de cortes, em particular, de espessura mais fina, veio oferecer a possibilidade de visualização isotrópica, isto é, obtenção de um conjunto dados com a mesma resolução espacial em todos os pontos do volume em estudo. Também de salientar que a capacidade de reconstruir imagens com espessura de corte independente da informação recolhida e efectuar estudos utilizando reconstrução 3D, associado aos outros factores, possibilitam uma melhor qualidade de imagem.

4.5 - Descritores de Dose em Tomografia Computorizada

A distribuição de dose em Tomografia Computorizada difere grandemente da que ocorre nos exames convencionais de diagnóstico com raios X.

Na radiologia convencional, apenas uma projecção de feixe único de raios X é necessária de forma a obter-se a imagem, observando-se por isso, uma redução contínua da dose desde o seu ponto de entrada até ao seu ponto de saída. No caso da TC, a dose é mais uniformemente distribuída no plano do corte tomográfico, devido à geometria rotacional da fonte, em que o utente é igualmente irradiado em todas as direcções durante a rotação completa do tubo de raios X. Desta forma, a dose é mais concentrada no centro da rotação do que na radiologia convencional (Lima, 2002).

Outra diferença fundamental está no facto da irradiação em TC ocorrer para cortes transversais de apenas alguns milímetros de espessura, pelo que a energia da radiação não está apenas confinada à espessura do corte tomográfico, mas também às vizinhanças deste. Este fenómeno é causado, principalmente, pela radiação dispersa produzida no plano do corte irradiado. A Figura 2 mostra o perfil de uma curva de dose, isto é, o perfil da variação de dose recebida pelo utente segundo a direcção do eixo do sistema tomográfico para um corte com 10 *mm* de espessura, em que as caudas do perfil da curva (radiação dispersa) contribuem de forma significativa para o valor de dose medido neste corte (Nagel, 2002).

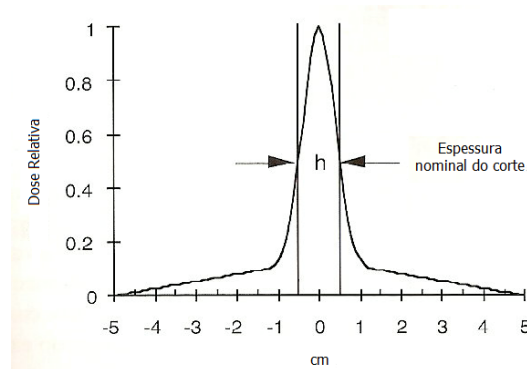


Figura 2: Perfil de curva de dose para um corte de espessura nominal $h = 10 \text{ mm}$.

Adaptado: (Nagel, 2002).

Deste modo e para melhor descrever e caracterizar a libertação de energia nos tecidos em TC, foram introduzidas e adoptadas novas grandezas dosimétricas que procuram otimizar a dose em TC e que se tornaram parte do controlo de qualidade destes sistemas.

4.6 - Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

O CTDI, do inglês, Computed Tomography Dose Index, é o principal indicador de dose em TC, fornecendo um valor padrão (“índice”) sobre a magnitude da dose recebida pelos utentes em condições específicas de operação e em função do tipo de Tomógrafo.

A Figura 3 ilustra o significado deste conceito: CTDI é o equivalente ao valor de dose, integrado num corte irradiado, que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida fosse totalmente concentrado num perfil de largura igual à espessura de corte nominal h (Nagel, 2002).

De acordo com este significado, todas as contribuições de dose fora da espessura nominal do corte, isto é, as áreas sob as caudas do perfil de dose, são adicionadas à área dentro do corte.

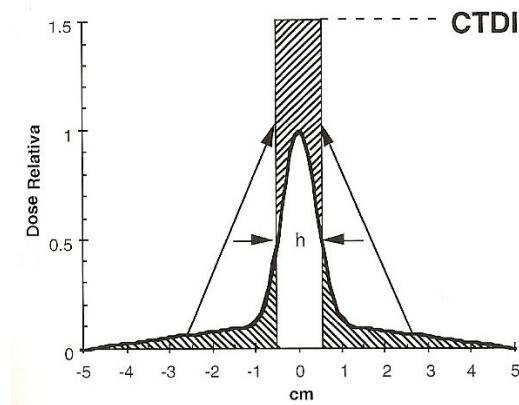


Figura 3: Ilustração do conceito Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI).

Adaptado de Nagel, 2002).

Matematicamente e segundo as *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, o CTDI é definido como o integral do perfil de dose $D(z)$, para um só corte, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z do tomógrafo, dividido pela espessura nominal de corte h adquirido:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad [Gy] \quad (AAPM, 2008)$$

Onde N é o número secções tomográficas adquiridas por rotação (também referido como o número de filas de detectores utilizados durante a aquisição) e h a espessura nominal de cada secção tomográfica.

CTDI_{FDA}

De forma a padronizar a técnica de medição do CTDI, a U.S. Food and Drug Administration (FDA) introduziu os limites $\pm 7h$, onde h representa a espessura nominal de corte adquirido:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N \cdot h} \cdot \int_{-7}^{+7} D(z) \cdot dz \quad (Gy) \quad (AAPM, 2008)$$

Este valor de CTDI restringe a soma de todas as contribuições de dose num intervalo ± 7 de cortes para cada lado do corte irradiado, isto é, numa extensão

igual a 14 vezes a espessura nominal do corte. No entanto, esta medição é efectuada numa extensão dependente da espessura nominal do corte, o que para cortes de espessura mais fina pode provocar um subestimar da dose (Nagel, 2002). No entanto, é ainda amplamente utilizada como requisito essencial nos Estados Unidos pelos fabricantes de TC que são obrigados a relatar os valores de CTDI de acordo com esta definição para todos os modos de operação.

CTDI₁₀₀

De forma a evitar o problema anterior, um comprimento fixo de integração de 100 *mm* foi estabelecido; o CTDI é convenientemente medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis com um comprimento fixo de 100 *mm* e volume activo de 3 *cm*³. A grandeza assim medida é designada por CTDI₁₀₀, e deve ser expressa em termos de dose absorvida no ar:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N.h} \cdot \int_{-50}^{+50} D(z) \cdot dz \quad (\text{Gy}) \quad (\text{AAPM, 2008})$$

A medição do CTDI pode ser realizada de duas formas:

1. No ar, CTDI_{100,ar}, com a câmara de ionização colocada no centro e paralelamente ao eixo de rotação do tomógrafo. A medição do CTDI no ar está associada à realização de testes de desempenho e de constância particulares a cada equipamento de TC, sendo actualmente, a única grandeza dosimétrica que permite o uso de coeficientes de conversão relevantes para o cálculo da dose nos órgãos e da dose efectiva (Nagel, 2002).
2. No centro, CTDI_{100,c}, e na periferia, CTDI_{100,p}, dos dois fantasmas de dosimetria utilizados em TC (um para a cabeça de 16 *cm* de diâmetro e outro para o corpo de 32 *cm* de diâmetro).

CTDI_w

Assumindo que o CTDI decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor da dose de radiação média absorvida é aproximadamente igual ao valor do CTDI ponderado, CTDI_w (weighted CTDI):

$$CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (\text{Gy}) \quad (\text{UE, 1999})$$

Onde o CTDI_{100,c} é o valor medido no centro do fantoma e CTDI_{100,p} representa a média aritmética das medidas efectuadas nas quatro posições da periferia do fantoma. Foi recomendado pela International Electrotechnical Commission (IEC) que os valores de CTDI_w devam ser exibidos na consola do operador da TC, reflectindo assim os parâmetros de operação seleccionados (EUR 16262, 1999). Actualmente, esta grandeza expressa o Nível de Referência de Diagnóstico que reflecte a dose de radiação absorvida ao nível do corte adquirido.

O valor de CTDI_w pode ser normalizado à unidade de exposição radiográfica, isto é, ao produto da corrente anódica pelo tempo de rotação (*mAs*) utilizados nos parâmetros de aquisição do exame. Define-se assim, o CTDI_w normalizado:

$$nCTDI_W = \frac{CTDI_W}{mAs} \quad (\text{Gy/mAs}) \quad (\text{UE, 1999})$$

O CTDI_w normalizado é uma quantidade característica do tomógrafo de TC, isto é, uma espécie de débito de dose que apenas representa a capacidade do tomógrafo em termos de “output” (produção de radiação) e que não traduz qualquer informação sobre a dose de radiação fornecida ao utente (Nagel, 2002).

CTDI_{vol}

Com o aparecimento da modalidade helicoidal em TC foi introduzido um novo conceito de CTDI que tem em conta variações ocorridas entre feixes de raios – X resultantes de consecutivas rotações da fonte, definido como Volume CTDI (CTDI_{vol}):

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_W \quad (Gy) \quad (AAPM, 2008)$$

Onde p representa o passo do sistema.

O CTDI_{vol} é o CTDI_W corrigido pelo passo. Enquanto este último representa a dose de radiação média absorvida tendo em conta as direcções x e y do plano de rotação Tomógrafo, o CTDI_{vol} representa a dose de radiação média dentro do volume irradiado nas direcções x, y e z, tendo em conta informações específicas de protocolo como o passo.

4.7 - Produto Dose Comprimento (DLP)

O CTDI aplica-se para uma dose local, isto é, é indicador da dose de radiação média absorvida dentro do volume irradiado. O DLP, do inglês Dose Length Product, reflecte a exposição à radiação, integrada para um exame completo, isto é, quando uma determinada extensão do corpo é irradiada:

$$DLP = \frac{CTDI_W}{p} \cdot L = CTDI_{vol} \cdot L \quad (Gy.cm) \quad (AAPM, 2008)$$

Onde L é o varrimento longitudinal para o exame completo (cm). Actualmente, esta grandeza expressa o Nível de Referência de Diagnóstico que reflecte a dose de radiação absorvida para um exame completo.

5 - Enquadramento dos Níveis de Referência de Diagnóstico

Níveis de Referência de Diagnostico

«Critérios de referência para a prescrição de exames» recomendações sobre o tipo de exames mais apropriados à investigação de um problema clínico; (Dec. Lei 180/2002.)

«Níveis de referência de diagnóstico» níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico ou, no caso de produtos radiofármacos, níveis de actividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica; (...) (Dec. Lei 180/2002.)

Considerando que um sistema de protecção contra radiações aplicável a certas práticas se deverá continuar a basear nos princípios de justificação da exposição, da optimização da protecção e da limitação da dose; que os limites de dose devem ser fixados tendo em conta a situação particular dos diferentes grupos de pessoas expostas, como trabalhadores, aprendizes, estudantes e população em geral; (96/29/EURATOM).

Como os limites de dose não são aplicáveis no âmbito das exposições médicas, a justificação individual e a optimização são ainda mais importantes do que em outras práticas que utilizam radiações ionizantes. A justificação entende-se como a indicação clínica adequada e a optimização é entendida, como o objectivo de administrar a dose mais baixa possível de forma a permitir a qualidade de imagem desejada e a informação diagnostica pretendida.

Em 1984 o Conselho de Ministros da UE adoptou uma directiva, que completa a directiva que fixa as normas de segurança de base, relativa á protecção contra radiações das pessoas submetidas a exames e tratamentos médicos (84/466/EURATOM). Revista em 1997, passou a ser designada por Directiva Relativa às Exposições Médicas (97/43/EURATOM), em que no contexto da optimização da protecção radiológica, foi introduzido o conceito dos Níveis de Referência de Diagnostico (NRD).

O conceito de NRD foi introduzido pela primeira vez no Reino Unido no âmbito de um inquérito realizado a nível nacional nos anos 80. São níveis de doses

baseados no terceiro quartil de uma distribuição de doses médias obtidas em pacientes de vários hospitais e têm por definição (CE 109,1999):

“Nível de doses na prática médica do radiodiagnóstico para exames típicos de pacientes de tamanho médio para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica.”

A escolha do terceiro quartil, foi uma escolha puramente pragmática, que permitisse identificar 25% das situações que necessitam mais urgentemente de investigação. Se estes níveis forem sistematicamente excedidos, deve-se efectuar um reexame dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adoptar medidas de correcção. Contudo, exceder este nível não significa automaticamente que um exame é executado inadequadamente e o cumprimento desse nível nem sempre é sinónimo de uma boa prática. No entanto se as doses observadas são muito abaixo dos NRDs, deverá haver uma análise local das imagens obtidas (ACR, 2008).

Os NRDs devem ser obtidos para os exames de diagnóstico mais comuns e expressam-se numa grandeza facilmente mensurável na prática clínica, geralmente dose absorvida no ar, ou num material tecido-equivalente na superfície de um fantoma padrão ou ainda em utentes.

No caso da ausência de níveis de referência nacionais, os valores medidos podem ser comparados com níveis europeus, constantes em vários documentos:

- European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images (EUR 16260).
- European Protocol on Dosimetry in Mammography (EUR 16263).
- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (EUR 16262).
- European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Pediatrics (EUR 16261)

Temos como exemplo uma proposta da UE onde apresenta um resumo dos níveis de referência, e a estimativa de risco de radiação associado a exames

de TC, onde se utilizam os valores de dose eficaz (E) e de DLP, utilizando a seguinte expressão

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \text{ (mSv)} \quad (\text{ICRP, 1999})$$

Onde E_{DLP} é a dose efectiva da região a estudar, segundo os valores adequados para cada região anatómica a estudar (crânio, pescoço, tórax, abdómen ou pélvis) dadas no seguinte Quadro 6:

Exame	CTDI _w (mGy _{air})	DLP (mGy _{air} cm)	E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Crânio	60	1050	0.0023
Pescoço			0.0054
Tórax	30	650	0.0170
Abdómen	35	780	0.0150
Pélvis	35	570	0.0190
	CTDI _w , Índice ponderado de dose de TC	DLP, Produto da dose pelo comprimento	E_{DLP} , dose eficaz normalizada para uma zona específica

Quadro 6 – Valores de referência propostos pela CE com os níveis de dose efectiva e as regiões anatómicas específicas para exames de TC. Fonte: ICRP, 1999

As principais características dos NRDs podem ser resumidas nos pontos seguintes:

- Não são limites de dose;
- Não são aplicáveis a pacientes individuais;
- As grandezas usadas para definir os NRDs, devem ser facilmente mensuráveis;
- Devem ser entendidos pelos médicos e técnicos de radiologia;
- Devem ser considerados em simultâneo com a avaliação da qualidade da imagem;
- Podem tomar várias formas: dose, tempo de exposição, número de imagens;

- Devem ser flexíveis e não são uma barreira entre boas e más práticas;
- Têm um carácter dinâmico, ou seja, o processo de optimização é contínuo (ACR, 2008).

5.1 - Limites de dose individual

Os limites de dose individual foram estabelecidos pela ICRP, de modo que uma exposição contínua acima dos limites de dose estabelecidos, resulte em riscos adicionais das práticas relevantes, que podem ser descritos como inaceitáveis, em circunstâncias normais.

Os limites de dose, aplicáveis tanto a trabalhadores expostos como ao público em geral, são estabelecidos em relação a dois objectivos:

- ✓ Evitar que se produzam efeitos determinísticos, impedindo que as pessoas recebam doses superiores aos limites estabelecidos;
- ✓ Controlar a ocorrência de efeitos estocásticos, mantendo as radiações tão baixas quanto razoavelmente possíveis (EURATOM, 1996).

A directiva europeia 96/29/EURATOM estabelece os limites de dose autorizados para cada grupo (exposição ocupacional e público - Quadro 7). Esta directiva encontra-se parcialmente transposta para o direito nacional nos DL nº 165/2002, DL nº180/2002 e DL nº174/2002.

Aplicação	TPE	Público
Dose efectiva	20 mSv / ano em média para 5 anos ³³	1 mSv / ano
Dose equivalente anual:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Extremidades (mãos e pés)	500 mSv	----

Quadro 7 – Limites de dose para os trabalhadores profissionalmente expostos (TPE) e para o público (Adaptado: EURATOM, 1996).

³³ A dose efectiva não deverá exceder 50 mSv em nenhum ano

É muito importante entender que os limites de dose não representam uma linha divisória entre o seguro e o perigoso, mas sim vêm representar a linha divisória entre o tolerável e o inaceitável. Os limites de dose não apresentam diferenças entre sexos, excepto no caso em que a mulher esteja grávida. Neste caso, há que estabelecer controlos adicionais para proteger o embrião (ou feto), mediante a aplicação de um limite suplementar de dose equivalente de 1 mSv ao nível do embrião/feto (EURATOM, 1996).

Apesar dos limites de dose serem aplicados a exposições médicas (nº4, alínea a), do artigo 6º da Directiva relativa às normas de segurança de base – 96/29/EURATOM), devem ser tomadas medidas de protecção contra as radiações para impedir doses desnecessariamente elevadas em exposições médicas. A utilização de radiações ionizantes em medicina é justificada, uma vez que possibilita um grande progresso nos aspectos médicos relacionados como diagnóstico, a terapêutica e a prevenção (EURATOM, 1996).

Em 2005, Carvalho Soares presidente da Comissão Independente para a Protecção Radiológica e Segurança Nuclear (a funcionar desde 2006, sem poder regulador), encomendou um relatório ao Grupo de Trabalho presidido por Veiga Simão (Físico Nuclear). No âmbito da elaboração do Plano Nacional de Protecção Radiológica e Segurança Nuclear, Veiga Simão dava conta da falta de fiscalização das unidades que fazem exames e tratamentos com radiações, sendo que a maioria não se encontra licenciada. Isto significava que se ignoravam as doses de radiação – que em determinados níveis podem ser indutoras de cancro – a que um utente é exposto quando faz uma simples radiografia, ou se os equipamentos estariam calibrados.

O documento final apontava para a existência de 5.000 aparelhos de raios X distribuídos por 600 instalações públicas ou privadas, onde não existia fiscalização (Gomes, 2007).

Segundo as Normas Básicas de Segurança para a Protecção contra as Radiações Ionizantes e Segurança de Fontes de Radiação (*BSS, Basic Safety Standards*) da Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA), constantes no seu guia para os níveis de dose nas exposições médicas:

“Um valor de dose, taxa de dose ou actividade, seleccionada pelos profissionais de acordo com a autoridade reguladora, para indicar um nível acima do qual deve haver uma revisão pelos médicos responsáveis, para determinar se o valor é excessivo, tendo em conta as circunstâncias específicas e a aplicação das indicações clínicas.”

Os níveis de referência de diagnóstico (NRD) destinam-se:

- A ser indicação razoável de doses para utentes de médio porte
- A serem estabelecidos pelos organismos profissionais competentes, de acordo com a autoridade reguladora
- A fornecer orientação sobre o que é aceitável como boa pratica, em vez do que deve ser considerado um óptimo desempenho
- A serem aplicados com flexibilidade, que permita maiores exposições, se estas forem indicadas, mediante a justificação clínica do exame
- A serem revistos periodicamente como parte da tecnologia e do avanço das técnicas de obtenção de imagem (BSS, 1996).

Acções de teste e/ou correctivas devem ser tomadas com alguma regularidade, sempre que se verificar que as doses se situam muito abaixo dos níveis de referência e as exposições deixaram de fornecer informações úteis de diagnóstico e não foram produzidos os benefícios esperados. Assim como também devem ser corrigidas, sempre que as doses subirem a valores superiores aos níveis de referência, o que implica uma maior dose de radiação ao utente. Para as exposições médicas as restrições na dose só devem ser usadas para otimizar a protecção do utente exposto, não para protecção dos trabalhadores, ou de quem ajuda no cuidado do paciente (BSS, 1996).

Os NRD não são limites de dose, pode-se dizer que são níveis de investigação, onde se adequa a tecnologia e os protocolos às necessidades dos utentes, devem ser usados paralelamente á avaliação da qualidade da imagem (conter a informação necessária ao diagnostico) mas com doses de radiação controladas. Os NRD não aplicáveis a um utente individualmente, devem ser feitas comparações de valores médios numa amostra de utentes, esses valores da quantidade de radiação utilizada devem ser facilmente determinados, medidos e entendidos por técnicos e médicos (ICRP, 1996).

Os NRD devem ser “flexíveis”, i.e., devem ser estabelecidas tolerâncias que têm a ver com tamanho, peso e idade dos utentes e diferentes patologias, não pretendem estabelecer uma “border line”, entre o que é a boa ou a má prática da medicina. O principal objectivo dos NRD é que a sua utilização seja um processo dinâmico contínuo para a optimização de procedimentos, (Quadro 8):

EXAME	DOSES MÉDIAS DE MULTIPLOS SCANS (mGy)
	(a)
Crânio	50
Coluna Lombar	35
Abdómen	25

Quadro 8 – Níveis de Referência de Diagnostico em TC (adulto médio) (Adaptado de ICRP, 1996).

(a) Proveniente das medidas no eixo da rotação, em phantoms com dose equivalente da água, com 15cm de comprimento e 16 cm de diâmetro para a cabeça, 30 cm de diâmetro para a coluna lombar e abdómen.

5.2 - Níveis de Referência de Diagnostico (NRD) em TC na Europa

O conceito de Nível de Referência de Diagnóstico (DRL, Diagnostic Reference Level), como uma ferramenta de investigação para identificar situações em que existam doses anormalmente elevadas e com mais urgente necessidade de redução, foi aprovado pela Comissão Internacional sobre Protecção Radiológica nas Publicações ICRP 60 e 73 e pela Directiva Europeia 97/43/EURATOM. Níveis de Referência de Diagnóstico são valores que normalmente são fáceis de medir e têm uma ligação directa com as doses. Eles são, portanto, estabelecidos para ajudar na gestão da dose eficiente e optimizar as doses.

Na publicação Radiation Protection 109, Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures elaborada pela Comissão Europeia em 1999, não existem referências a NRD para a TC, todos os valores existentes baseiam-se nas publicações da ICRP (UE, 1999).

As publicações da ICRP (60 e 73) recomendam que os valores devem ser determinados por organismos com profissionais médicos, técnicos e físicos, devem ser revistos em intervalos de tempo que representem um compromisso entre a estabilidade necessária e as mudanças de longo prazo que possam ser observadas nas distribuições das doses e na especificidade de cada país ou região.

O conceito de NRD esta bem definido em muitos países, como uma ferramenta de protecção radiológica, usada para reduzir a dose de radiação ao utente durante intervenções médicas e exames.

Foram estabelecidos em alguns países da UE métodos para a implementação dos NRD, com ênfase particular na TC, os países que os adoptaram foram os seguintes:

- França
- Alemanha
- Itália
- Holanda
- Suécia
- Reino Unido

Os métodos utilizados foram semelhantes, mas devido à grande extensão de dados, apenas se irá dar relevo à formação desenvolvida pelas equipas de saúde, à periodicidade, métodos de actualização, bem como perspectivas futuras do Reino Unido, porque foi, na perspectiva da autora, o país que mais desenvolveu e aplicou o conceito dos NRD.

No Reino Unido foi criado um Grupo de Trabalho na Secretaria da Saúde, para a adopção formal dos NRD a nível nacional, em conformidade com as instâncias consultadas para o efeito. O Grupo de Trabalho analisou as propostas de alguns grupos profissionais e organizações relevantes, que efectuaram e publicaram estudos com base num inquérito nacional realizado junto das instituições, em 2005, e foi proposto NRD na TC em 12 tipos de exames em utentes adultos e 2 tipos de exames em utentes pediátricos (3 anos) (UE, 2004).

5.2.1 - Métodos e meios para determinar os NRD

No Reino Unido, os NRD são baseados em pesquisas e inquéritos nacionais conduzidos por diversos organismos institucionais. Os parâmetros utilizados são o DLP e o $CTDI_W$.

5.2.1.1 - Aplicação dos NRD em TC nas instituições

No Reino Unido é exigido que em todas as instituições estejam procedimentos escritos e orientações para a utilização dos NRD. É fornecido pelo IPEM o Report 88 de 2004 “Orientações sobre criação e utilização dos NRD nos exames de Radiologia”. Existe também um Regulamento sobre Radiações Ionizantes de 1999, que fornece um programa de garantia da qualidade para todos os equipamentos, que inclui um programa de avaliações periódicas das doses utilizadas nos utentes e orientações sobre NRD e acções correctivas que devem ser tomadas em caso de detecção do aumento das doses.

Os documentos de orientação do IPEM foram elaborados num trabalho conjunto entre várias instituições e organizações de profissionais da saúde, Instituto de Física e Engenharia em Medicina, Divisão de Protecção contra Radiações do HPA, Colégio dos Técnicos de Radiologia, Colégio dos Médicos Radiologistas e o Instituto Britânico de Radiologia.

5.2.1.2 - Formação, informação e publicações sobre os NRD desenvolvidos

Nos países da UE que adoptaram os NRD foram desenvolvidos diversos processos para a sua implementação nos serviços. Os organismos intervenientes no processo nos diferentes países que adoptaram as normas, organizaram cursos, congressos, elaboraram livros que foram distribuídos nas instituições, foram publicados artigos em revistas medicas e técnicas, criaram-se grupos de profissionais conhecedores de todo o processo para percorrerem

as instituições com acções de formação e informação aos técnicos e médicos dando apoio á sua implementação, monitorização, avaliação periódica e correcção face a desvios significativos (ICRP, 2001).

Estão a ser elaborados documentos, com base em novas tecnologias apresentadas pelos equipamentos, que forneçam as actualizações das doses-padrão a serem usadas, e a aplicação dos NRD a outros procedimentos e protocolos de exames que ainda não estariam optimizados (ICRP, 2001).

5.2.1.3 - O futuro dos NRD

Os países que adoptaram os NRD estão receptivos e apoiam qualquer iniciativa que vise a harmonização internacional de qualquer prática no controlo da radiação ionizante. Em relação a esta expectativa o Reino Unido, tem apresentado um conjunto de dados substancial no que se refere ás doses de radiação, com base nos quais foram elaborados alguns dos NRD, o European Group continuara a desenvolver critérios de qualidade e de optimização das doses de radiação (ICRP, 2001).

Por exemplo, inquéritos demonstraram que no Reino Unido ao nível da dose total nacional houve uma diminuição de 30% nas doses utilizadas no período de 1984 e 1995 e uma redução de cerca 50% no período entre 1985 e 2000. As melhorias implementadas na eficiência dos equipamentos podem reflectir essas reduções na dose, assim como são accionadas investigações quando é detectado algum excesso na dose. Foram desenvolvidas estratégias de redução da dose para que essas correcções não afectassem negativamente a qualidade geral dos exames de diagnóstico. Assim a dose média deverá situar-se abaixo do percentil 75 (ACR, 2010).

Existe uma grande preocupação quanto à correcta utilização por todas as instituições dos NRD, defendendo que a prioridade deve ser dada a exames executados no âmbito da pediatria e procedimentos de intervenção (European Network ALARA, 2007).

Considerando que as exposições radiológicas médicas continuam a constituir a principal fonte de exposição a radiações ionizantes artificiais dos cidadãos da União Europeia e que essas práticas médicas têm que ser efectuadas em condições optimizadas de protecção radiológica, foi adoptada a Directiva nº 97/43/EURATOM, do Conselho de 30 de Junho, relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Esta Directiva introduz o conceito de Níveis de Referência de Diagnostico (NRD) cuja definição é:

“Níveis de dose na prática médica de radiodiagnóstico para exames típicos de pacientes de tamanho médio para tipos de equipamentos de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando aplicadas as boas praticas correntes relativas ao diagnostico e à qualidade técnica” (CE 109, 1999).

Como é exigido aos Estados-Membros que promovam a fixação e a utilização destes níveis e providenciem orientações neste domínio, esta Directiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno, através do Decreto-Lei nº180/2002. O artigo 10 deste Decreto estipula os deveres do Titular da Instalação. (Anexo C).

As novas tecnologias que envolvem radiação ionizante na medicina são um desafio para a saúde, profissionais, indústria, administradores de saúde e também para protecção radiológica. É fundamental regulamentar a autoridade da saúde e organismos de normalização que estão envolvidos na preparação das novas directrizes e padrões, para garantir um elevado nível de qualidade e segurança.

Além disso, a maioria das organizações internacionais relevantes (ICRP, IAEA, OMS, etc.) são muito activas neste domínio a promover um elevado nível de protecção radiológica para pacientes e funcionários.

A Autoridade Europeia apoia a investigação nesta área com vista a preparar a União Europeia para este desafio.

6 - Perguntas de investigação

Todas as investigações começam com a selecção de um problema procedendo-se consequentemente à identificação das questões a investigar, ou seja, a formulação do problema e a sua colocação em termos de questões de investigação.

Nesse contexto, foram formuladas as seguintes questões de investigação para o Projecto de investigação, no âmbito do mestrado em Saúde Pública:

As doses de radiação utilizadas em TC Multicorte, por tipo de exame, podem constituir um problema de Saúde Pública?

A implementação dos NRDs em TC pode contribuir para a diminuição da dose de radiação?

6.1 - Problema

A dose de Radiação X em TC espiral, pelos elevados níveis de energia que deposita no utente aumenta a probabilidade de provocar efeitos estocásticos, o que pode ser considerado um problema de Saúde Pública.

Existem alguns tipos ou formas de obtenção de imagens médicas, cada uma das quais usa diferentes tipos de técnicas ou tecnologias.

Tome-se com exemplos, a dose efectiva num adulto, recebida quando da realização duma TC ao crânio (2 mSv), equivale a uma dose efectiva aproximada de 100 RX ao tórax (0,02 mSv); a dose efectiva num adulto, recebida quando da realização de uma TC ao abdómen (8 mSv) é aproximadamente equivalente à realização de 400 RX ao tórax, como se pode observar na Quadro 9 (NCRP, 2009).

Tipo de procedimento	Dose efectiva adulto médio (mSv)	Equivalente de dose estimado (Nº de rx ao tórax)
Ortopantomografia	0.005-0.01	0.25-0.5
Rx ao Tórax	0.02	1
Mamografia	0.4	20
CT	2-16	100-800
Medicina Nuclear	0.2-41	10-2050
Fluoroscopia de intervenção	5-70	250-3500

Quadro 9 – Doses de radiação de vários tipos de procedimentos de imagens médicas (Adaptado: FDA, 2010).

Estes exames/estudos representam cerca de 26% dos procedimentos que utilizam radiação e que são conduzidos anualmente nos EUA, que contribuem em 89% da exposição total anual a radiação ionizante (FDA, 2010).

De acordo com um relatório de Março de 2009 do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) nos EUA, o total exposição da população americana a radiações ionizantes quase duplicou nas últimas duas décadas. Este aumento é largamente atribuível à maior exposição a radiação dos exames de TC, medicina nuclear e fluoroscopia de intervenção. A NCRP estima que 67 milhões de procedimentos de TC, 18 milhões de procedimentos de medicina nuclear e 17 milhões de procedimentos de fluoroscopia de intervenção foram realizadas nos EUA em 2006 e os autores prevêem que estes números continuaram a crescer (NCRP, 2009).

Durante o último quarto de século, houve um rápido crescimento do número de exames de diagnóstico de raio X e a introdução de tecnologias mais recentes muito importantes, mas que utilizam doses mais elevadas (por ex a TC Multicorte).

A radiação ionizante pode causar danos ao ADN, a exposição pode aumentar o risco de contrair cancro. Embora o risco para um indivíduo de um único exame possa não ser grande, milhões de exames são executados todos os anos, **tornando a exposição às radiações médicas um importante problema de saúde pública** (NEJM, 2007).

Berrington de González e outros (2009) estimam que cerca de 29000 cânceros futuros podem ser relacionadas com a TC, segundo pesquisas realizadas nos EUA em 2007.

Smith-Bindman e outros (2009) estimam que 1 em 270 mulheres e 1 em 600 homens com 40 anos, a serem submetidos a Angiografia coronária por TC desenvolverá cancro; o risco para os de 20 anos é estimado para aproximadamente duas vezes mais.

Embora os especialistas possam discordar sobre a dimensão do risco de desenvolver cancro com a realização de imagens médicas, não há uma concordância uniforme sobre os cuidados que devem ser tomados para compensar a necessidade médica de um determinado nível de exposição a radiações e os riscos que se correm (FDA, 2010).

Foram publicados em 2009, estudos que descreveram o aumento da exposição às radiações provenientes de fontes médicas que os americanos têm recebido (Quadro 10) (Keen, 2010).

Crescimento de tomografia computadorizada (TC) e exames de medicina nuclear nos Estados Unidos (aproximadamente) (Mettler, Briggs, Carchman, 1980-1990)		
EXAME	1980	2005
TC	3,000,000	60,000,000
Medicina Nuclear	7,000,000	20,000,000

Quadro 10 – Aumento da exposição às radiações. Fonte: Keen, 2010

Na realidade, recentemente, os raios X foram oficialmente classificados como um "agente cancerígeno" pela Agência Internacional da Organização Mundial de Saúde para Pesquisa do Cancro (WHO)³⁴, pela Agência para Substâncias Tóxicas e Registo de Doenças³⁵ e pelo Instituto Nacional de Ciências de Saúde Ambiental³⁶ (ACR, 2007).

³⁴ WHO International Agency for Research on Cancer

³⁵ Agency for Toxic Substances and Disease Registry

³⁶ US Department of Health and Human Services, Public Health Service.

O estudo epidemiológico mais abrangente que apoia o efeito carcinogénico da radiação é o dos sobreviventes da bomba atómica no Japão. Os dados deste estudo mostram um aumento estatisticamente significativo do cancro, e as estimativas da dose em excesso são de 50 mSv (Pierce, 2000).

Se existe um risco de cancro em doses menores continua a ser um assunto controverso. É importante notar que muitos estudos feitos em TC e estudos de Medicina Nuclear tem estimativas de dose eficaz na faixa de 10 a 25 mSv para um único estudo, e alguns utentes efectuam vários estudos, no mesmo dia ou com curtos intervalos de tempo; assim, não seria incomum estimar uma exposição num utente superior a 50 mSv (Regulla, 2005; Eder, 2005).

Para validar ainda mais esta preocupação, a Comissão Internacional de Protecção Radiológica (ICRP) referiu que as doses em TC podem na verdade ser iguais ou ultrapassar os níveis que foram anteriormente mencionados, o que pode resultar num aumento do cancro (ICRP, 87).

A *Food E.U. and Drug Administration* (FDA) anunciou (Fevereiro 2010) uma iniciativa para reduzir a exposição à radiação desnecessária da TC, da fluoroscopia e dos exames de medicina nuclear. O movimento é amplamente considerado como sendo, uma resposta aos relatos de aumento da exposição à radiação médica na população nos EUA (FDA, 2010).

Iniciativa do FDA contém três pontos e é destinada a:

- Promover a utilização segura dos dispositivos de imagem médica,
- Suporte informado da decisão clínica,
- Aumentar a consciencialização do paciente em relação à radiação médica.

A FDA projecta usar a sua autoridade para regulamentar os dispositivos de produção de imagens médicas existentes, e também colaborar com outras agências federais de saúde e grupos profissionais.

Embora actualmente não existam dados epidemiológicos que mostrem que esta forma de diagnóstico médico com utilização de alta dose de raios X, tais

como a TC e a Medicina Nuclear, na verdade, a incidência de cancro aumentou.

Num artigo de revisão publicado pela Reuters Health em 2007, os investigadores americanos argumentam que o aumento do uso da TC ao longo dos anos, fez aumentar os riscos da radiação médica, o que pode resultar num problema significativo de saúde pública.

No mesmo artigo, exposto no *New England Journal of Medicine* (NEJM, 2007) de 29 de Novembro, David J. Brenner e Eric J. Hall, do centro médico da Universidade Columbia em Nova York, analisam as doses de radiação verificadas na TC, o efeito biológico de baixas doses de radiação ionizante e os riscos do uso da TC. Os autores levantam a possibilidade que os riscos cancerígenos provocados pela TC podem ter sido subestimados ou esquecidos no passado. Acrescentam que, esta preocupação é levantada porque muitos dos exames efectuadas no passado, não tinham justificação médica adequada e seriam até desnecessários.

A utilização da TC, principalmente no serviço de urgência, tem crescido consideravelmente na última década (Amis, Butler, Applegate, et al, 2007) estimulado por rápidos avanços tecnológicos, velocidade de processamento de imagens e um acesso generalizado.

A consciência do risco que representa a radiação médica está já a desempenhar um papel na prática médica, e que se espera ter um papel na futura revisão da regulamentação da utilização e pré aprovação da utilização desta ferramenta médica³⁷ (Amis, Butler, Applegate, et al, 2007).

O aumento do uso da TC resultou em crescentes taxas de repetição ou levou à realização de vários exames em vários grupos de populações de utentes (Griffey, Sodickson, 2008).

Em 2002, Wiest e outros, constataram que 30% de todos os utentes submetidos à realização de TC na sua instituição, já tinham mais do que três

³⁷ American College of Radiology White Paper on Radiation Dose in Medicine. Journal of ACR. 2007

estudos de TC realizados anteriormente, 7% tinham mais de cinco exames, e 4% tinham mais de nove exames realizados.

Broder e outros em 2007 descobriram que 79% dos utentes atendidos no serviço de urgência por cólica renal tinham realizado anteriormente dois ou mais exames de TC.

Jaffe e outros em 2007, relatou que 9% dos utentes seguidos na consulta por doença de Crohn, tinham efectuado mais de cinco TC ao abdómen e pélvis, e 3% mais do que dez exames, metade dos quais pedidos pelo serviço de urgência.

Diversos estudos anteriores relacionados com a redução da dose e os riscos das radiações médicas, concentram-se muitas vezes em populações muito específicas, tais como utentes pediátricos e mulheres grávidas, ou no diagnóstico de patologias específicas (Einstein, Henzlova, et al., 2007) (Katz, Saluja, et al., 2006) (Jaffe, Gaca, et al., 2007) (Brenner, Hall, et al., 2001).

No entanto, o aumento do uso da TC e consequentemente da radiação cumulativa, observado no serviço de urgência, poderá justificar uma maior avaliação. A maioria dos profissionais já identifica e reconhece, por várias razões, a coorte de utentes que recorrentemente se submete a exames de TC, nas suas várias deslocações à urgência. Embora o impacto e as características dos frequentadores habituais da urgência tenha sido já caracterizado (Hansagi, Olsson, et al., 2001) (Mandelberg, Kuhn et al., 2000) (Burstin, Brennan et al., 2003) (Ruger, Richter et al., 2004) (Hunt, Weber et al., 2006) os dados são limitados quantos aqueles que são submetidos a frequentes exames e quais os riscos de radiação associados.

Um recente artigo do *American College Radiology* (2007) inclui muitas sugestões inovadoras para controlar exposição à radiação, incluindo o desenvolvimento de "um mecanismo de vigilância para identificar utentes com doses de radiação cumulativa alta devido a imagens repetidas"(Griffey, Sodickson, 2009).

Espera-se que esta taxa esteja a aumentar devido ao maior número de exames efectuados. Apesar disso, mesmo com o aumento do uso da radiação médica,

a incidência de alguns tipos de cancro diminuiu. No futuro desconhece-se a evolução destas situações.

Por exemplo, o cancro do pulmão diminuiu nos homens devido à cessação do tabagismo e o cancro da mama está a nivelar por baixo, possivelmente devido ao menor uso de estrogénio (American Cancer Society, 2007).

Os cancros induzidos pela radiação, normalmente não ocorrem antes da primeira ou segunda década ou mais após a exposição. Assim, qualquer aumento na ocorrência de cancro devido aos crescentes pedidos médicos para a realização de exames, como é o caso da TC e estudos de Medicina Nuclear, não podem ser esperadas evidências durante muitos anos (ACR, 2007).

É geralmente aceite que um terço de todas as TC executadas podem ser evitadas, e/ou substituídas por uma diferente técnica de diagnóstico que não utilize a radiação ionizante. Apesar dos riscos serem relativamente baixos, um risco pequeno é sempre um indivíduo em risco a multiplicar por muitos milhares de TC que são executados, pode-se tornar uma questão de saúde pública em poucos anos, particularmente no caso das crianças (Hall, Brenner, 2008).

Aproximadamente 33% de todos os exames de TC pediátricos são realizados em crianças durante a primeira década da vida, com 17% em crianças com menos de 5 anos. Estes números são importantes porque os órgãos e tecidos das crianças mais jovens são mais susceptíveis ao cancro radioinduzido.

A crescente utilização da TC na população pediátrica é notável negativamente por várias razões. Em primeiro lugar, a TC é uma grande fonte de exposição à radiação. A TC fornece a maior parte da radiação utilizada para fins médicos, e a seguir à radiação natural é a maior fonte de radiação para a população a ela exposta. A TC representa apenas cerca de 5% de todos os exames de raios X e mesmo assim a radiação produzida pelos exames de TC é 40% superior em relação aos 67% produzidos por todos os outros exames médicos (Mettler, Wiest, et al, 2000).

Por exemplo, numa recente análise de utilização da TC e da dose de radiação, a dose eficaz (uma medida da dose do corpo todo e com base em doses individuais de órgão e a sensibilidades destes órgãos) de uma TC torácica foi

54 vezes superior à dose eficaz de uma mamografia e quase 68 vezes superior à dose de uma radiografia ao tórax (Mettler, Wiest, et al, 2000).

Segundo alguns estudos, quando a realização da TC não tem justificação, quando os protocolos existentes no equipamento fornecem uma dose desnecessariamente elevada, ou quando os técnicos e médicos responsáveis pela execução não têm o profundo conhecimento das alterações possíveis de efectuar sem comprometer os resultados, com base em referências internacionais existentes, então será dada uma dose maior à população, é considerado que teremos um potencial e grave problema de Saúde Pública (Frush, Donnelly, Rosen, 2003).

Nesta perspectiva, a implementação deste trabalho, permitirá averiguar quais as estratégias utilizadas actualmente nas instituições em Portugal para a segurança e protecção dos utentes que a elas acorrem, e ao mesmo tempo proceder ao controlo da dose através da implementação dos Critérios de Qualidade e Níveis de Referência de Diagnostico.

METODOLOGIA

Tem sido relatada uma grande variabilidade na configuração dos parâmetros de exposição e valor de dose atribuído ao utente para o mesmo exame clínico. Parece existir cada vez mais a percepção de que a qualidade da imagem em TC muitas vezes excede o nível exigido para um diagnóstico confiável e que a magnitude das doses administradas é mais elevada do que o necessário (Tsapaki, 2007).

Assim como as diferenças nos parâmetros técnicos utilizados podem fazer variar até 40 vezes a dose de radiação utilizada para a obtenção de idêntica imagem de diagnóstico (Shrimpton, 2005) e entre estes factores estão, a espessura de corte, volume irradiado, intensidade da corrente, tempo de rotação, e tensão aplicada, este estudo pretende contribuir para a diminuição desses níveis de dose em TC.

Considerando estes factores assim como a necessidade contínua de um equilíbrio entre os benefícios e riscos globais que advêm da utilização desta modalidade, várias organizações internacionais têm-se pronunciado no sentido de tentar “padronizar” os exames clínicos de TC e otimizar a dose de radiação administrada por estes, implementando os NRD.

No entanto em Portugal estes estudos ainda não foram feitos, por isso não existem dados sobre a utilização da TC, tipo de exames mais executados e protocolos utilizados, pelo que é de grande urgência estudar e avaliar a realidade nacional relativamente a esta matéria.

Segundo dados da DGS, existem neste momento cerca de 246 aparelhos de TC licenciados a funcionar em Portugal tanto em instituições públicas, como privadas e universitárias (DGS, 2011).

Considerando o estudo publicado pela OCDE (Country Statistical Profiles, 2010), a relação entre o número de aparelhos de TC por milhão de habitantes é bastante significativa, para a extrapolação da dose de radiação médica na população. De entre alguns dos países que compõem a organização,

nomeadamente Portugal, apresenta um dos maiores índices de número de aparelhos de TC por milhão de habitantes (Quadro 11). *Per si*, este estudo tornaria urgente a identificação das razões que subjazem a tão grande número de aparelhos de TC que operam em Portugal e a introdução dos Níveis de Referencia de Diagnóstico que permitam garantir que a dose de radiação médica se mantém a um nível tão baixo quanto possível.

Países	2005	2006	2007
Austrália	16,6	16,8	17,7
Bélgica	11,5	12,0	12,7
Dinamarca	14,0	15,8	18,5
Espanha	10,0	10,5	10,9
Estados Unidos	-	34,0	34,3
Grécia	25,2	26,4	28,9
Holanda	8,2	8,4	7,8
Luxemburgo	27,9	27,5	27,1
Noruega	-	-	12,4
Portugal	26,3	25,8	26,0
Reino Unido	7,5	7,6	-
Suíça	-	-	31,4
Média	15,11	17,67	20,17

Quadro 11: Valores referentes a número de aparelhos de TC por milhão de habitante em países da OCDE. Fonte: (OCDE, 2010)

*A média foi calculada sem os valores referentes a Portugal para que estes não influenciem a média dos restantes.

Tendo em conta as avaliações existentes sobre os critérios da qualidade e dose de radiação torna-se pertinente a avaliação e optimização dos parâmetros de obtenção de imagens adequadas ao diagnóstico com a menor dose de radiação, maximizando os benefícios ao utente (ICRP 87, 2000).

Neste sentido, a publicação ***European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*** (Orientações Europeias dos Critérios de Qualidade para a Tomografia Computorizada; futuramente referida como CQ) emitida pela União Europeia (UE) define o conceito de Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) como uma ferramenta operacional na optimização da protecção dos utentes para esta modalidade, sem o comprometimento da qualidade da informação obtida e de modo a reflectir a prática de TC (EUR 16262, 1999).

São determinados com base no valor do terceiro quartil (percentil 75) de uma distribuição de valores referentes a duas grandezas dosimétricas que caracterizam a dose de radiação em TC ao nível de aquisição do corte e para um exame completo: Índice de Dose de Tomografia Computorizada ponderado ($CTDI_w$) e Produto Dose Comprimento (DLP), respectivamente.

1 - Finalidade e Objectivos do estudo

1.2 - Finalidade

A principal finalidade do estudo passa pela redução da dose em TC através da aplicação das Orientações Europeias de modo a estabelecer um suporte operacional para iniciativas com vista à protecção radiológica, nas quais os parâmetros necessários para a obtenção de imagens de qualidade têm relação directa com a dose dada ao utente.

As Orientações Europeias requerem o estabelecimento de medições de dose de radiação em TC que assegurem a qualidade e incluam critérios que possam ser utilizados e admitidos de forma comparativa quando se relaciona a dose de radiação dada ao utente com os Critérios de Qualidade e com o desempenho da técnica escolhida.

1.3 - Objectivos gerais e específicos

Face a um evidente problema de Saúde Pública, determinado pelos actuais elevados níveis de exposição radiológica dos utentes em Tomografia Computorizada (TC), é necessário analisar os procedimentos de realização dos exames de TC mais prevalentes em Portugal para que seja possível iniciar a elaboração de NRD que mantenham os níveis de dose nos mais reduzidos valores alcançáveis, de acordo com os Critérios de Qualidade produzidos pela UE.

O objectivo geral do trabalho, passa pelo delineamento de um protocolo de análise dos procedimentos de realização das TC mais frequentes que permita a implementação dos NRD em TC a nível Nacional e a consequente redução de dose em TC.

Tendo como objectivos específicos:

- Adaptação ao contexto nacional do instrumento de recolha de informação sobre procedimentos e níveis de dose em TC;
- Análise dos procedimentos de realização de TC nos exames mais prevalentes, num conjunto de Hospitais Públicos e Clínicas Privadas, representativo da realidade em Portugal;
- Identificação da dose de radiação médica colectiva da população portuguesa em TC, que possa constituir uma base de dados para servir de comparação em estudos futuros;
- Contribuir para a redução de dose de exposição à radiação X em TC.

2 - Tipo de estudo

Pretende ser um estudo exploratório-descritivo, baseado na informação existente e na aplicação de questionários. Como o conhecimento existente em Portugal sobre o tema é incipiente e pouco explorado, o estudo fará uma adaptação das propostas de implementação de NRD (ICRP, 1999) e será baseado na análise de procedimentos, em TC, e no resultado da aplicação de

questionários (Apêndices 1 e 2) que no essencial pretendem caracterizar a realização dos exames mais prevalentes em TC.

Assim partindo do preenchimento do questionário com elementos relativos ao aparelho utilizado, protocolos e parâmetros técnicos, assim como do preenchimento de formulários relativos às regiões anatómicas consideradas e à avaliação da qualidade da imagem obtida, pretende-se obter informações que permitam identificar os níveis de dose por exame de TC.

3 - Definição das unidades de observação e análise

Numa primeira fase do estudo pretende-se identificar o número e tipo de equipamentos de TC em Portugal e instituições onde estão localizados. Para esta identificação será necessário recolher informação a nível nacional sobre os equipamentos de TC registados e em funcionamento que, confrontada com a informação disponibilizada na DGS (Secção de saúde ambiental/ áreas de intervenção/ Radiações/ Radiações ionizantes) permitirá ter um quadro da realidade Portuguesa.

Segue-se a recolha de informação junto das entidades públicas e privadas que financiam o sector, entre outros, a DGS, a ACSS, a ADSE, ARS, as entidades seguradoras, sobre quais os exames prevalentes e a sua distribuição.

De seguida, será necessário estratificar os locais onde existem aparelhos de TC: H. Universitários, H. Centrais, H. Distritais, H. de especialidades médicas, Consultórios (públicos e privados) e seleccionar, de acordo com o tipo de exames mais realizados, com vista ao preenchimento dos questionários da forma mais completa possível, em relação aos parâmetros técnicos utilizados para a realização do exame e às regiões anatómicas consideradas pelos CQ.

4 - População e amostra

A população será constituída por todos os exames de TC efectuados após a realização do controlo da qualidade da imagem no equipamento, (segundo recomendações EUR 16262, 1999) e que se enquadrem dentro dos parâmetros estabelecidos em relação à região anatómica seleccionada e à patologia a investigar.

Os CQ definem um nível de desempenho que consideram necessário para a produção de imagens standard para cada região anatómica em particular. As regiões anatómicas consideradas pelos CQ para obtenção de imagens médicas de TC em adultos e pediatria (UE, 1996), são as que constam no seguinte Quadro 12 e constituem a amostra que se pretende estudar:

Região Anatómica	Estrutura (s) anatómica (s)
CRANIO	Cérebro, General Base do Crânio
FACE E PESCOÇO	Face e seios perinasais Osso petroso Orbitas Sela turca e hipófise Glândulas salivares (parótidas e sub mandibulares) Faringe Laringe
COLUNA VERTEBRAL	Estruturas vertebrais e para vertebrais Coluna Lombar, hérnias discas Medula espinal
TORAX	Tórax, estudo geral Tórax, vasos do mediastino Tórax, alta resolução
ABDOMEN E PELVIS	Abdómen, estudo geral Fígado e baço Rins Pâncreas Glândulas supra-renais Pélvis, estudo geral
OSSOS ARTICULAÇÕES	E Pélvis, estudo ósseo Cotovelo

Quadro 12: Regiões anatómicas consideradas pelos CQ para obtenção de imagens médicas de TC em adultos e pediatria (Adaptado: UE, 1999)

Apenas serão admitidos ao estudo, constituindo a amostra válida, todos os exames de utentes que se enquadrem na normalidade morfológica populacional (entre 1,60 m e 1,70 m, de altura, e 60kg a 70 kg de peso) em número superior a 10 utentes por tipo de região anatómica (UE, 1999).

5 - Etapas de investigação

A selecção das instituições, passa por um processo de selecção casual de instituições e de equipamentos que acedam participar no estudo e que cumpram os requisitos de calibração dos equipamentos. Seleccionar-se-ão hospitais que representem a realidade nacional da distribuição dos equipamentos, isto é, serão integrados H. Universitários, Centrais, Distritais e Concelhios, assim como Instituições Privadas de pequena, média e grande dimensão.

A participação será iniciada com a anuência do Concelho de Administração e respectivos Serviços de Radiologia.

Segue-se a aplicação do Protocolo de Investigação e consequente recolha de dados de cada equipamento em cada Instituição, pela equipa de investigação.

Para cada equipamento e região anatómica avaliada, serão analisados, em conjunto com os profissionais de saúde do respectivo serviço os valores de Referência de Dose.

Por fim, espera-se que seja possível identificar a nível Nacional Níveis de Referência de Diagnóstico em cada uma das tipologias de exames analisadas.

Com o objectivo de ensaiar a marcha metodológica proposta, foi efectuado um ensaio piloto que representa as diferentes etapas de investigação propostas.

6 - Variáveis em estudo

São múltiplos os factores que podem influenciar a dose a que estão expostos os utentes.

Variações intrínsecas ao equipamento, tais como o design do equipamento em relação a modelos e marcas, o tipo de filtros instalados, diferentes distâncias do foco-isocentro, variações nos colimadores e a eficiência dos detectores, podem, entre outros factores, ter um impacto bastante importante na dose, o que torna a avaliação destes factores um exercício bastante complexo.

Existe um organismo *ImPactscan.org*, que possui estes valores já calculados para diferentes marcas e modelos de aparelhos, estas tabelas são apresentadas em Excel e usadas com um conjunto de dados de doses obtidos através de cálculos de Monte Carlo pelo NRPB no relatório SR250. Este relatório fornece factores de conversão normalizados para o cálculo da dose em órgãos, obtidos pela irradiação de simuladores matemáticos (fantomas) por vários equipamentos de TC. Para os aparelhos mais antigos existe um protocolo de medições implementado em 1997 (Versão 5.0), assim como para os aparelhos mais recentes, existe a última versão de 2010, onde já estão incluídos os factores de ponderação tecidual W_T (para o cálculo da dose efectiva) da última publicação da ICRP (ICRP 103, 2007).

Variações extrínsecas ao equipamento são os parâmetros técnicos e podem variar conforme o operador do equipamento pretender:

Tensão (kV) – o aumento da tensão endurece o feixe de raios X, penetrando mais facilmente na matéria. No entanto, um aumento da tensão é acompanhado por um aumento exponencial da dose sobre o utente.

Intensidade de Corrente (mA) e Tempo de Exposição (s) – a selecção da intensidade de corrente da ampola e do tempo de exposição para determinar a exposição radiográfica é de uma grande importância. Para um exame de TC a dose a que o utente é exposto varia linearmente com o produto da corrente da ampola pelo tempo de exposição

Pitch – o aumento do pitch faz com que a dose sobre o utente diminua, pois há um menor número de rotações para a mesma distância.

Colimação – a eficiência geométrica dos detectores é deteriorada com colimações muito finas. Este efeito leva a um aumento indirecto da dose, pois levará a um tempo de exposição maior. A colimação deverá ser efectuada de acordo com o comprimento do detector, pois uma maior cobertura do eixo dos ZZ permite a aquisição de dados com um pitch maior e consequentemente uma significativa redução da dose.

Espessura de corte – a dose não é directamente afectada pela espessura do corte. No entanto mudanças na espessura do corte são acompanhadas por um aumento de mAs, por rotação, havendo por isso um aumento efectivo da dose.

7 - Condições clínicas com impacto na aquisição de imagens

Um número de condições técnicas e comportamento do utente estão assinaladas e requerem especial atenção e intervenção de quem realiza o exame (EUR 16262, 1999):

Movimentos – Os artefactos provocados pelo movimento deterioram a qualidade da imagem.

Injecção intra venosa de produto de contraste – A necessidade de identificar estruturas vasculares, evidenciar lesões e alterações na barreira hemato-encefálica.

Problemas e enganos – Calcificações versus evidências relativas ao contraste, efeito de volume parcial causado por pequenas diferenças de densidade de estruturas.

Alteração do protocolo – Subtis irregularidades numa zona podem ser verificadas com outro tipo de protocolo, antes da decisão de injectar contraste iv.

8 - Equipamentos e Métodos

Para o estudo será realizada a avaliação da qualidade da imagem através de testes de aceitação do equipamento de TC, e da dose dada aos utentes, com base nos protocolos normalmente utilizados nos exames seleccionados, utilizando para isso equipamento dosimétrico, tendo como termo de comparação os valores recomendados pelos CQ (EUR 16262, 1999).

Equipamentos

8.1 - Aparelhos de Tomografia Computorizada

O estudo será realizado no equipamento de Tomografia Computorizada existente na Instituição Hospitalar escolhida, onde serão reunidas as informações relativas ao equipamento a utilizar, nomeadamente:

Marca/Modelo

Nº máximo de detectores

Ano de instalação

Tipo de revelação/processamento da imagem

8.2 - Equipamento Dosimétrico

As medidas de dose num órgão não podem ser realizadas directamente no utente e requerem, de modo geral o uso de fantasmas antropomórficos, que são modelos baseados na composição do corpo humano (feminino e masculino) para avaliar os efeitos das radiações ionizantes.

Será necessário determinar as grandezas dosimétricas referentes a cada aparelho de TC. Foram consideradas, para determinação das doses de radiação, os seguintes descritores de dose: $CTDI_{100,ar}$ (Índice de Dose para TC no ar) e $CTDI_w$ (Índice de Dose ponderada para TC).

CTDI_{100,ar}

Será determinado inicialmente o CTDI_{100,ar} (CTDI livre no ar), com o auxílio de uma câmara de ionização tipo lápis com 10 cm de comprimento e volume sensível de 3 cm³.

O posicionamento e alinhamento da câmara de ionização serão efectuados utilizando as luzes de laser do TC que definem o plano de rotação do sistema, deverá ser fixada para além das extensões da mesa de exame de forma a evitar a atenuação da radiação e detecção de radiação dispersa proveniente da mesma.

A câmara será colocada no isocentro do plano de rotação do Tomógrafo com o seu eixo longitudinal perpendicular ao plano de corte XY e alinhada paralelamente ao eixo de rotação z do sistema, Figura 4:

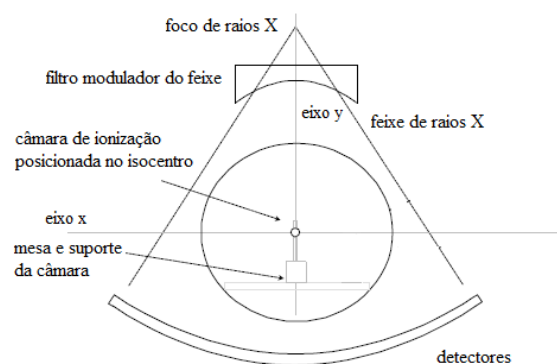


Figura 4 - Representação esquemática do posicionamento da câmara de ionização. Adaptado: (Edyvean, 1997).

A medição será adquirida em modo sequencial, com a mesa estacionária, para uma rotação axial completa da gantry, tendo como ponto de referência o centro da câmara.

O valor calculado do CTDI_{ar} será obtido a partir da leitura X da câmara de ionização, visível no *display* do electrómetro, em termos de CTDI₁₀₀ pela seguinte expressão:

$$CTDI_{100,ar} = X \cdot c \cdot \frac{L}{Nh} \cdot f \quad (\text{AAPM, 2008})$$

X – Kerma medido no ar (mGy)
 C – Factor de correcção da calibração da câmara de ionização
 L – Comprimento activo da câmara de ionização
 N – Numero de cortes adquiridos simultaneamente
 h – Espessura do corte adquirido
 f – Factor de conversão Kerma no ar/dose no ar (1,00 mGy/mGy)

Este indicador será apenas determinado por uma questão de protocolo, na medida em que é próprio de cada equipamento, sendo introduzido na folha de cálculo ImPACT, apenas para servir de modelo sempre que for verificada a ausência de algum tipo exacto de equipamento.

CTDI_w

As medições CTDI_w serão adquiridas utilizando um fantoma cilíndrico de PMMA de cabeça e corpo com diâmetros de 16 e 32 mm, representativos da cabeça e tronco respectivamente. Estes fantasmas possuem 5 orifícios, 1 ao centro e 4 na periferia a 1 cm da superfície, paralelos, em profundidade, ao seu eixo longitudinal para introdução da câmara de ionização, nos orifícios não utilizados durante as medições deveram ser introduzidos uns cilindros próprios para o efeito.

Para serem efectuadas as medidas, o fantoma será colocado em cima da mesa de exame, num suporte, posicionado com o auxílio das luzes de lazer, paralelamente ao plano de corte da TC com o eixo de rotação do sistema a coincidir com o eixo longitudinal do fantoma e o plano de corte a coincidir com o centro do comprimento do fantoma, Figura 5. O posicionamento final pode ser confirmado com um topograma de teste.

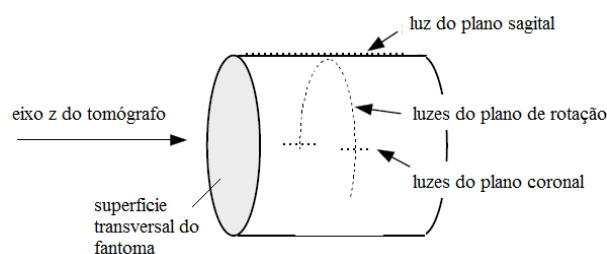


Figura 5: Representação esquemática do posicionamento e alinhamento do fantoma. Adaptado: (Edyvean, 1997).

Serão adquiridas as leituras com a câmara de ionização no centro (C) e nos quatro pontos/quadrantes (N, E, S e O) do fantoma.

A medição será adquirida em modo sequencial, com a mesa estacionária, para uma rotação axial completa da gantry, tendo como ponto de referência o centro do fantoma. Poderão ser adquiridas mais do que uma medição, com o objectivo de verificar a sua repetibilidade ou consistência.

Tal como o CTDI do ar, o valor calculado para o $CTDI_W$ será obtido em termos de $CTDI_{100}$ de acordo com a expressão matemática:

$$CTDI_W = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (\text{mGy}) \quad (\text{UE, 1999})$$

Onde $CTDI_{100,c}$ será obtido a partir da leitura no centro do fantoma (c) e o $CTDI_{100,p}$ será a medida das leituras nos quatro pontos da periferia do fantoma (N, E, S e O)

$$CTDI_{100,p} = \frac{1}{4} \cdot \sum_{i=1}^4 CTDI_{100,i} \quad (\text{mGy}) \quad (\text{Nagel, 2002})$$

Este indicador também pode ser estimado através da folha de cálculo da ImPACT, como forma de comparação com o experimentalmente obtido.

Métodos

8.3 - Determinação da Dose Efectiva

Para a determinação da Dose Efectiva podem ser utilizados dois métodos:

O primeiro método, sugerido nas European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, permite fazer uma estimativa geral da dose efectiva E a partir da grandeza dosimétrica DLP, utilizando coeficientes de dose efectiva normalizados próprios para as regiões anatómicas do corpo escolhidas:

$$E = E_{DLP}.DLP \quad (\text{mSy}) \quad (\text{UE, 1999})$$

Os valores do coeficiente de dose efectiva normalizada E_{DLP} , específicas para as regiões anatómicas constam do seguinte Quadro 13:

Região anatómica	$E_{DLP} (\text{mSv mGy}^{-1}\text{cm}^{-1})$
Crânio	0,0023
Pescoço	0,0054
Tórax	0,0170
Abdómen	0,0150
Pélvis	0,0190

Quadro 13: Coeficientes de dose efectiva normalizada, E_{DLP} para as várias regiões do corpo (UE, 1999)

O segundo método utilizado baseia-se na utilização do programme de software ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator, através da introdução do modelo e parâmetros técnicos de aquisição utilizados em cada aparelho de TC e pela selecção da região anatómica em análise.

8.4 - ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Para além dos valores práticos que podem ser obtidos através das várias medições, onde obrigatoriamente têm que existir os instrumentos de dosimetria, pode ser usado um programa de *software CTDosimetry da ImPACT* (Patient Dosimetry Calculator da ImPACT- Imaging Performance Assessment of CT Scanners) Instituição responsável pela avaliação dos equipamentos de Tomografia Computorizada no Reino Unido, (ImPACTscan, 2009).

Consiste num conjunto de folhas de cálculo em Excel, onde podem ser simulados diversos parâmetros variáveis nos exames de TC efectuados. Contém uma série de dados normalizados acerca da distribuição da dose nos órgãos, obtidos através de cálculos de Monte Carlo pelo NPRB no relatório SR250, em determinadas condições de irradiação de fantasmas matemáticos e para diversos modelos de TC.

A folha de cálculo do programa encontra-se representada na Figura 6. O programa permite a selecção dos parâmetros de aquisição e modelo de TC utilizados e, ainda da demarcação do varrimento longitudinal irradiado no fantoma simulador do corpo humano (Figura 7) para determinação da dose efectiva, fornecendo simultaneamente o valor do $CTDI_W$, $CTDI_{vol}$ e DLP. O operador pode ainda determinar a dose efectiva de acordo com os coeficientes de ponderação tecidual estabelecidos pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 (versão 1.0.3, 2010).

Organ	w _t	H _T (mGy)	w _t H _T
Gonads	0.08	0	0
Bone Marrow	0.12	3.9	0.39
Colon	0.12	0.00021	2.5E-05
Lung	0.12	0.11	0.013
Stomach	0.12	0.0037	0.0044
Bladder	0.04	0	0
Breast	0.12	0.033	0.0039
Liver	0.04	0.0072	0.00029
Oesophagus (Thymus)	0.04	0.075	0.003
Thyroid	0.04	2.4	0.096
Skin	0.01	3.8	0.038
Bone Surface	0.01	16	0.16
Brain	0.01	48	0.48
Salivary Glands (Brain)	0.01	48	0.48
Remainder	0.12	4.1	0.49
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			2.1

Figura 6: Exemplo da folha de cálculo ImPACT.
Fonte: ImPACTscan, 2010.

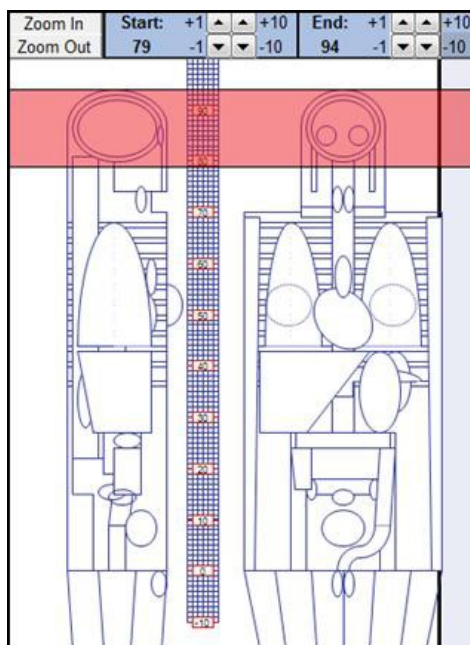


Figura 7: Exemplo de folha de fantoma simulador.

8.5 - Tratamento de dados

Os resultados deste estudo têm como objectivo determinar os valores de NRD em Portugal, de modo a serem comparáveis com os valores apresentados pelos CQ.

Existem vários parâmetros que relacionando-se entre si, devem ser tidos em consideração na análise efectuada, devido à Influencia que desempenham na maior ou menor dose a dar ao utente.

Para a correcta avaliação de todos os factores e da influência que a sua variação significa junto dos seus pares, o estudo deverá ser efectuado através de cálculos estatísticos, com o auxílio da folha de cálculo Excel e do programa de análise estatística SPSS, para obter os seguintes dados:

Medidas de tendência central, fornecem o ponto em torno do qual os dados se distribuem, como sejam: Média, Mediana, Intervalo mínimo e máximo e 3ºQuartil.

Statistics							
		Tensão (kV)	Tempo de rotação (s)	Corrente (mA)	Passo	Colimação Total (mm)	FOV (mm)
N	Valid	20	20	20	20	20	20
	Missing	0	0	0	0	0	0
Mean		121,00	,7350	246,135	1,17120	10,830	362,40
Std. Deviation		5,525	,16631	104,4770	,442128	8,6475	47,638
Minimum		110	,50	100,0	,500	2,4	295
Maximum		130	1,00	400,0	2,000	40,0	500

Quadro 14: Exemplo dos parâmetros de aquisição sumarizados (fonte: Brás, 2006)

O estudo contempla ainda as medidas de dispersão, como seja o desvio padrão, para se obter uma média da variabilidade ou dispersão, com as mesmas unidades que os dados. Outra medida é a amplitude ou amplitude amostral, que é a diferença entre o maior e o menor valor das observações.

Outras situações que podemos considerar são o efeito da variabilidade de uma variável independente de natureza qualitativa, em estudo, por exemplo as diferentes marcas de equipamentos, numa variável dependente cuja natureza é quantitativa; consiste assim na partição da variação total, presente num conjunto de dados, em componentes, procurando determinar a importância relativa da contribuição de cada componente (fontes de variabilidade) para a variação total.

Posteriormente serão apresentados em forma de gráficos (de bigodes, por exemplo o gráfico seguinte) e quadros (exemplo a seguir).

Os valores de $CTDI_W$ e DLP para cada região anatómica estudada, e os resultados a obter para o valor médio de $CTDI_W$ e DLP para cada protocolo

clínico (NRD locais) poderão ser apresentados como exemplificado no seguinte gráfico 3:

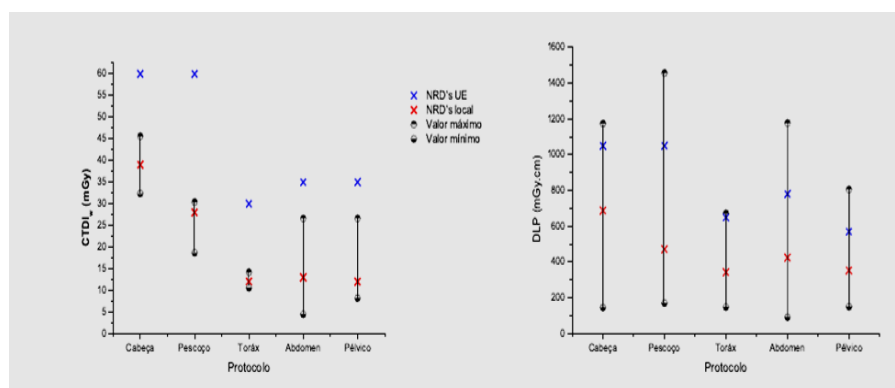


Gráfico 3: Exemplo de resultados obtidos dos NRD locais (CTDI_w e DLP) e os respectivos NRD europeus, para cada região anatómica estudada (fonte: Brás, 2006).

Os valores da média de NRD locais e a sua comparação com os valores europeus podem ser apresentados como no seguinte quadro:

	CTDI _w		DLP	
	Média (NRD Local) [mínimo-máximo]	NRD's Europeus	Média (NRD Local) [mínimo-máximo]	NRD's Europeus
Cabeça	39 [32.4-45.6]	60	688 [146-1174]	1050
Pescoço	27.9 [18.7-30.4]	60	472 [171-1457]	1050
Tórax	12.3 [10.6-14.2]	30	343 [149-672]	650
Abdómen	11.9 [4.5-26.6]	35	425 [92-1177]	780
Pélvis	11.9 [8.2-26.6]	35	354 [151-806]	570

Quadro 15: Exemplo de comparação entre NRD obtidos localmente e os valores europeus (fonte: Brás, 2006)

Os valores que estão documentados na situação do gráfico anterior, mostram que os CTDI_w locais estão abaixo dos europeus, ao contrário os DLP estão acima dos europeus, que pode representar um possível acréscimo de radiação ao utente.

Podemos concluir que alguns dos parâmetros utilizados, poderam precisar de ser revistos e alterados, desde que isso não signifique uma diminuição na qualidade de leitura do exame. Pode acontecer também, à semelhança de um estudo efectuado por Roda e outros em 2009, no IPOCEF, EPE, que por se

tratar de uma Instituição Hospitalar com especificações de protocolos técnicos característicos, os seus resultados situaram-se um pouco acima do 3ºQuartil para alguns dos protocolos utilizados, como sendo, à Coluna Lombar, Tórax e Sacro.

9 - Ensaio Piloto

Foi efectuado um estudo piloto numa Instituição Hospitalar Pública, EPE, onde existe um aparelho de TC, Philips Brilliance 190P de 16 cortes (MSCT – Multi Slice Computed Tomography) com data de instalação no serviço de 2008. O equipamento foi sujeito a calibração prévia e o estudo iniciou-se com a aplicação do questionário aos parâmetros relacionados com protocolos técnicos utilizados para o estudo de três regiões anatómicas: - Crânio (geral); - Face e SPN; e Tórax (geral) (apêndice 1), seguido da aplicação do formulário para avaliar a qualidade da imagem obtida pelo equipamento de TC, visualização e reprodução visual nítida de todos os órgãos e estruturas em estudo (apêndice 2).

Para efectuar a determinação dos NRD são necessários dois parâmetros dosimétricos, o $CTDI_w$ e o DLP.

Os NRD são valores de referência estabelecidos para um procedimento padrão, para grupos de utentes com tamanho padrão ($70\text{ kg} \pm 3\text{kg}$ de massa corporal, $20 \pm 2\text{cm}$ de espessura de tronco) ou fantoma antropomórfico padrão, não para exposições individuais de cada utente, não constitui limites de dose óptimos, não sendo portanto limitadores de dose (UE, 1999).

As medições necessárias para estabelecer os valores de $CTDI_w$ e DLP, embora não sejam complexas, podem ser morosas e de difícil determinação devido aos equipamentos necessários (fantomas e câmaras de ionização) nem sempre acessíveis. No entanto os novos equipamentos de TC calculam e exibem estes valores, devendo estes terem sido verificados em testes de aceitação, de modo a torná-los fidedignos, tornando a implementação dos NRD mais acessível (UE, 1999).

Os CQ referem exemplos de parâmetros técnicos como forma de orientação, caso os parâmetros utilizados normalmente não sejam passíveis de atingir os objectivos propostos, será apresentado em apêndice (Apêndice 3) os parâmetros técnicos “tipo”, para as regiões anatómicas seleccionadas para o estudo piloto.

9.1 - Resultados do Ensaio Piloto

No equipamento seleccionado foram efectuados 15 exames (5 para cada região anatómica seleccionada, Crânio, SPN e Tórax), em utentes com morfologia e idades de acordo com os critérios de inclusão do estudo. Todos os exames foram realizados nas condições dos protocolos de rotina utilizados no serviço, para Crânio, SPN e Tórax. Devido à existência de diversos protocolos para o estudo do Crânio e SPN, serão apresentados os resultados relativos aos protocolos utilizados pelo (s) Técnico (s) que realizaram os exames constantes do estudo piloto. Os parâmetros variáveis foram a corrente da ampola (*mA*), a tensão aplicada (*kV*), o tempo de rotação (*s*), a espessura de corte (*mm*), a espessura de corte (*mm*), o FOV (*mm*) e o filtro da ampola.

Foi preenchido um questionário (Apêndice 1) por cada exame, com toda a informação necessária, incluindo as medições efectuadas. A determinação dos factores $CTDI_W$ e DLP referente a cada aquisição foi obtida na ficha técnica do exame que o equipamento apresenta no final.

Os valores de $CTDI_W$ e DLP preconizados pelos CQ são os constantes do seguinte Quadro16:

Estudo	$CTDI_W$	DLP	Algoritmo de reconstrução (filtro)
Crânio	60 mGy	1050 mGy*cm	Soft tissue
SPN	35 mGy	360 mGy*cm	High resolution or standard
Tórax	30 mGy	650 mGy*cm	Standard

Quadro 16: Adaptado de European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (UE, 1999).

Os resultados das medições efectuadas para o estudo de Crânio, SPN e Tórax no ensaio piloto e fornecidas no *display* do equipamento, são os seguintes (quadros 17, 18 e 19):

Exame	Crânio		
Utente / Idade	CTDI _w	DLP	Algoritmo de reconstrução (filtro)
Utente 1: 54 anos	76 mGy	1094,3 mGy*cm	Brain Standard
Utente 2: 56 anos	66,9 mGy	1028,5 mGy*cm	Brain Standard
Utente 3: 65 anos	74,4 mGy	1186,48 mGy*cm	Brain Standard
Utente 4: 68 anos	67,75 mGy	1162,9 mGy*cm	Brain Standard
Utente 5: 68 anos	66,3 mGy	1159,40 mGy*cm	Standard Edge

Quadro 17: Parâmetros de Dose do estudo de Crânio

Exame	SPN		
Utente / Idade	CTDI _w	DLP	Algoritmo de reconstrução (filtro)
Utente 1: 31 anos	38,1 mGy	488,9 mGy*cm	Detail
Utente 2: 35 anos	38,1 mGy	711,6 mGy*cm	Y-Sharp
Utente 3: 36 anos	38,1 mGy	525,1 mGy*cm	Y-Sharp
Utente 4: 55 anos	38,1 mGy	468 mGy*cm	Detail
Utente 5: 66 anos	38,1 mGy	652,6 mGy*cm	Y-Sharp

Quadro 18: Parâmetros de Dose do estudo dos SPN

Exame	Tórax		
Utente / Idade	CTDI _w	DLP	Algoritmo de reconstrução (filtro)
Utente 1: 20 anos	14,6 mGy	501,26 mGy*cm	Standard
Utente 2: 53 anos	19,4 mGy	617,1 mGy*cm	Standard
Utente 3: 56 anos	12,4 mGy	492,57 mGy*cm	Standard
Utente 4: 65 anos	14,1 mGy	489,62 mGy*cm	Standard
Utente 5: 73 anos	19,4 mGy	659,7 mGy*cm	Standard

Quadro 19: Parâmetros de Dose do estudo do Tórax

Sumarização dos resultados obtidos no estudo piloto:

Região Anatómica	CTDI _w mGy			DLP mGy*cm		
	Média local [min-Max]	Percentil 75 3ºQuartil	NRD (EUR, 1999)	Média local [min-Max]	Percentil 75 3ºQuartil	NRD (EUR, 1999)
Crânio	70,27 [66,3 - 76]	67,75	60	1126,32 [1028,5 - 1186,48]	1162,9	1050
SPN	38,1 [38,1]	38,1	35	569,24 [468-711,6]	652,6	360
Tórax	15,98 [12,4 -19,4]	19,4	30	552,05 [489,62- 659,7]	617,1	650

Quadro 20: Média, Intervalo mínimo e máximo e 3º Q dos valores do estudo piloto comparados com os valores de NRD preconizados pelos CQ.

9.2 - Análise e Discussão dos Resultados obtidos

Se analisarmos os resultados deste estudo piloto a partir do Quadro 20, que não podem assumir valor preditivo devido à reduzida dimensão da amostra, verifica-se que no conjunto das três regiões anatómicas estudadas, os valores de NRD locais para o CTDI_w e o DLP, estão ligeiramente acima dos valores aceitáveis dos CQ para os estudos do Crânio e dos SPN, em relação ao estudo do Tórax os valores situam-se abaixo do 3º Quartil.

No estudo do crânio existem vários protocolos ao dispor dos técnicos, que podem fazer variar o filtro, a espessura de corte e o incremento da mesa. Nos SPN existem dois protocolos onde variam apenas os filtros. Julga-se que por essa razão os CTDI's não sofrem variações, apesar dos valores de ambos se apresentarem acima dos valores propostos pelas Orientações Europeias.

Os objectivos dos CQ para atingir a qualidade de imagem adequada, passível de comparação em todos os países europeus e baixos níveis de dose de radiação por exame, providenciam uma base de princípios necessários à obtenção dessas metas.

Nos CQ são fornecidas orientações gerais e específicas, relativas às etapas preparatórias, de execução, de controlo e leitura de resultados, que se sugere, possam ser utilizadas como base para futuros desenvolvimentos pela comunidade radiológica.

Algumas das orientações gerais já foram expostas anteriormente na elaboração do protocolo de aplicação dos Critérios de Qualidade. Em apêndice 3 serão descritas as orientações específicas no que respeita aos critérios necessários à aquisição de imagens das regiões anatómicas anteriormente mencionadas.

10. Resultados Esperados e Discussão

O trabalho realizado tem como principal objectivo a diminuição da dose em TC através da identificação dos NRD, nas Instituições de Saúde em Portugal, através da realização de um estudo, com base nos Critérios de Qualidade publicados pela União Europeia em 1999 e já efectuado em outros países, nomeadamente Europeus.

Os CQ pretendem apenas cumprir o objectivo de recomendação. É um modelo de investigação que serve para identificar níveis anormalmente elevados de radiação, que devem ser identificados e revistos, ou até níveis anormalmente baixos que não permitem ter imagens adequadas para diagnóstico. Os CQ defendem que os NRD não estão vinculados a limites ou restrição de dose (ICRP, 2001).

O *Committee 3* (2001) elaborou uma revisão e conselhos adicionais ao documento original produzido pelo ICRP em 1999, com a finalidade de obter os níveis de referência de diagnóstico, no sentido de reduzir as doses de radiação elevadas e desnecessárias e assim evitar os efeitos nocivos aos utentes e à Saúde Pública, associados às elevadas doses de radiação.

Neste contexto foi realizado um estudo piloto, numa Instituição EPE, para avaliar três regiões anatómicas e os respectivos valores de CTDI_w e DLP. Os NRD referentes a esse estudo, permitiram verificar que os valores obtidos nos exames ao Crânio e aos SPN têm NRD superiores aos indicados nos CQ,

sugerindo a possibilidade dos protocolos utilizados terem que sofrer algumas alterações nos parâmetros técnicos. Pode, inclusive, ser necessário analisar qual ou quais dos protocolos de Crânio e SPN reúnem as especificações técnicas e de imagem adequadas aos estudos mais realizados, e, através disso, a uniformização dos protocolos, permitirá uma mais fácil avaliação dosimétrica dos níveis de radiação.

Como foi referido existem diferentes parâmetros que podem influenciar a quantidade de dose efectiva de radiação, daí a importância em estudos futuros, o tamanho da amostra para a obtenção de resultados fiáveis, ao contrário do que se pode extrair deste estudo piloto.

Em relação ao exame do Tórax, os valores obtidos são inferiores aos dos CQ, sugerindo-se a necessidade de realização e comparação com maior número de estudos. Pelos resultados obtidos, pode-se alvitrar a hipótese do protocolo utilizado não reunir os melhores parâmetros técnicos para uma correcta avaliação das diferentes patologias torácicas.

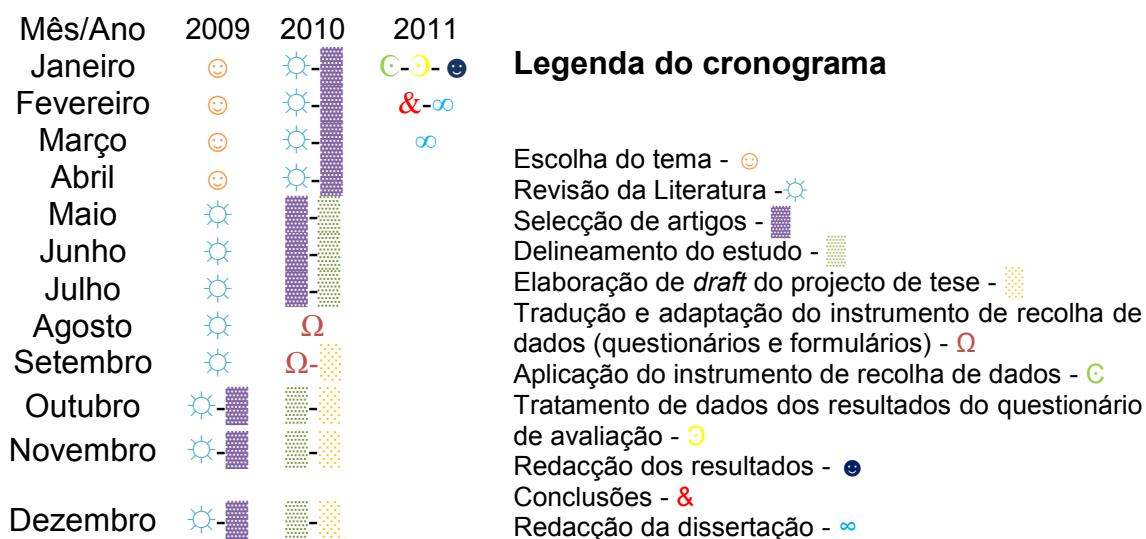
Os valores obtidos do estudo piloto não são significativos, dado o reduzido tamanho da amostra. Apesar disso, sugerem a existência de parâmetros que podem ser alterados e com isso podem fazer variar a dose de radiação utilizada, de acordo por exemplo com o tipo de patologia a investigar. Os CQ defendem que se devem minimizar os níveis de dose administrados e consequentemente otimizar o processo de protecção do utente, mas sem com isso diminuir a qualidade da imagem e os objectivos do exame.

Face a estes resultados, sugere-se que na persecução deste estudo, e dada a possibilidade da existência de diversos protocolos nos diferentes aparelhos e, nas diferentes instituições, que têm diferentes objectivos e propósitos, para manter a qualidade da imagem e o objectivo de um correcto diagnóstico, se faça uma primeira avaliação do quão afastados (ou não), os equipamentos de TC em Portugal estão dos NRD, e consequentemente se as doses de radiação podem constituir um problema de Saúde Pública.

A optimização das doses a que estão expostos os utentes em exames de TC, um dos princípios basilares em Protecção Radiológica (juntamente com o

princípio da justificação e da limitação de doses) e a escassez de estudos relativos ao estudo e quantificação do binómio dose – qualidade de imagem em protocolos utilizados em exames de TC, motivaram a realização deste trabalho, sem nunca esquecer a razão subjacente, a protecção do utente é o futuro da protecção da Saúde Pública.

11. Cronograma



Apêndice 1

Tipo de exame:_____

C) DADOS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGEM •

Configurações	Sequência 1*	Sequência 2	Sequência 3
C1) Algoritmo de reconstrução			
C2) Campo de visão (FOV)			
C3) Largura da janela (WL)			
C4) Nível janela (WW)			

* Colocar sem ou com contraste

D.I) DADOS RELACIONADOS COM A DOSE •

Detalhes da técnica	Sequência 1	Sequência 2	Sequência 3
Factores de exposição			
Tensão da Ampola (kV)			
Tensão da Ampola x Tempo de exposição (mAs/corte) ⁽¹⁾			
Tensão da Ampola x Tempo de aquisição total (mAs total) ⁽²⁾			
Espessura de corte (mm)			
Incremento da mesa (mm)			

(1) Aquisição em série, (2) Aquisição helicoidal

D.II) DADOS RELACIONADOS COM A DOSE •

Quantidade	Sequência 1	Sequência 2	Sequência 3
Configuração do filtro da ampola ⁽³⁾			
$nCTDI_w$ ⁽⁴⁾ (mGy/mAs)			
$CTDI_w$ (mGy) ⁽⁵⁾			
DLP (mGy x cm)			
Total DLP (mGy x cm) ⁽⁶⁾			
Diâmetro do Phantom (cm)			

(3) Pode variar

(4) O índice ponderado de dose de TC, $nCTDI_w$ tem que ser determinado pela qualidade da radiação (tensão da ampola, filtros) e a geometria do feixe (FOV, distância do eixo do foco, formato do feixe) como usado na respectiva sequência.

(5) Por corte em aquisição em série, por rotação para aquisição helical

(6) Somatório de todas as sequências

Apêndice 2

Formulário para avaliação da qualidade da imagem

CRANIO (Geral)

Nome do Técnico de Radiologia:-----Data ----/----/----

Nº Processo do Paciente :----- Tipo de aparelho:-----

Critérios de qualidade de imagem	Sequência	1	Sequência	2	Exame	total
	sim	não	sim	não	sim	não
Visualização de:						
1. Todo cérebro						
2. Todo o cerebelo						
3. Toda a base do crânio						
4. Todos os vasos após injeção intravenosa de contraste						
Reprodução crítica						
1. Reprodução visual nítida da fronteira entre matéria cinzenta e branca						
2. Reprodução visual nítida dos núcleos da base						
3. Reprodução visual nítida do sistema ventricular						
4. Reprodução visual nítida do espaço do líquido cefalorraquidiano em redor do mesencéfalo						
5. Reprodução visual nítida do espaço do líquido cefalorraquidiano sobre o cérebro						
6. Reprodução visual nítida dos grandes vasos e plexos coroídeos após injeção intravenosa de contraste						

É importante para toda a avaliação, que os critérios tenham ou não sido atingidos. Se algum critério não puder ser avaliado, deve estar marcado na coluna “sim” com NA.

Avaliação geral:

Ruído aceitável -----*

Resolução espacial aceitável -----*

Aceitável para diagnóstico -----# ☐

Legenda: * 1: ótimo; 2: muito; 3: pouco

1: completamente aceitável; 2: provavelmente aceitável; 3: aceitável apenas dentro de certas circunstâncias; 4: inaceitável (apontar razões -----)

Outros comentários -----

TORAX (Geral)

Nome do Técnico de Radiologia:-----Data ----/----/----

Nº Processo do Paciente :----- Tipo de aparelho:-----

Critérios de qualidade de imagem	Sequência	1	Sequência	2	Exame	total
	sim	não	sim	não	sim	não
Visualização de:						
1. Toda a parede torácica						
2. Toda a aorta torácica e veia cava						
3. Todo o coração						
4. Todo o parênquima pulmonar						
5. Todos os vasos após injeção intravenosa de contraste						
Reprodução crítica						
1. Reprodução visual nítida da aorta torácica						
2. Reprodução visual nítida das estruturas mediastínicas anteriores, incluindo resíduos do tino (se presente)						
3. Reprodução visual nítida da traqueia e brônquios principais						
4. Reprodução visual nítida do tecido paratraqueal.						
5. Reprodução visual nítida da carina e gânglios linfáticos						
6. Reprodução visual nítida do esófago						
7. Reprodução visual nítida da interface pleuro mediastínica						

8. Reprodução visual nítida dos vasos pulmonares de grande e médio calibre						
9. Reprodução visual nítida dos segmentos brônquicos						
10. Reprodução visual nítida do parênquima pulmonar						
11. Reprodução visual nítida da interface pleura e parede torácica						

É importante para toda a avaliação, que os critérios tenham ou não sido atingidos. Se algum critério não puder ser avaliado, deve estar marcado na coluna “sim” com NA.

Avaliação geral:

Ruído aceitável -----*

Resolução espacial aceitável -----*

Aceitável para diagnóstico -----#

Legenda:

* 1: ótimo; 2: muito; 3: pouco

1: completamente aceitável; 2: provavelmente aceitável; 3: aceitável apenas dentro de certas circunstâncias; 4: inaceitável (apontar razões -----).

Outros comentários -----

FACE E SEIOS PERINASAIS

Nome do Técnico de Radiologia:-----Data ----/----/----

Nº Processo do Paciente :----- Tipo de aparelho:-----

Critérios de qualidade de imagem	Sequência	1	Sequência	2	Exame	total
	sim	não	sim	não	sim	não
Visualização de						
1. Terços médio e superior da face entre o palato duro e os seios frontais						
2. Vasos após injeção de contraste intravenoso						
Reprodução crítica						
1. Reprodução visual nítida da diferença entre a cortical e trabecular ósseas das estruturas						
2. Reprodução visual nítida dos seios frontais						

3. Reprodução visual nítida dos seios esfenoidais						
4. Reprodução visual nítida das orbitas						
5. Reprodução do globo, nervo óptico e musculatura ocular extrínseca						
6. Reprodução visual nítida do etmóide						
7. Reprodução visual nítida do maxilar superior e respectivas cavidades sinusais						
8. Reprodução visual nítida da cavidade nasal						
9. Reprodução visual nítida da rinofaringe						

É importante para toda a avaliação, que os critérios tenham ou não sido atingidos. Se algum critério não puder ser avaliado, deve estar marcado na coluna “sim” com NA.

Avaliação geral:

Ruído aceitável -----*

Resolução espacial aceitável -----*

Aceitável para diagnóstico -----#

Legenda:

* 1: ótimo; 2: muito; 3: pouco

1: completamente aceitável; 2: provavelmente aceitável; 3: aceitável apenas dentro de certas circunstâncias; 4: inaceitável (apontar razões -----)

Apêndice 3

Orientações Europeias dos Critérios de Qualidade para a Tomografia Computorizada:

- Estudo do Crânio

● Passos preparatórios

- Indicações do exame: Lesões traumáticas, suspeita ou conhecida lesão focal ou estrutural do crânio, quando a RMN está contra-indicada ou não disponível;
- Investigações preliminares aconselhadas: Exames clínicos neurológicos, a RMN é sempre um exame alternativo aconselhado.
- Preparação do paciente: Fornecer informação sobre o exame, restrição de alimentos mas não de líquidos se tiver indicação clínica para contraste iv.
- Scan inicial: Projecção lateral da base do crânio até ao topo, em pacientes com múltiplas lesões inicia-se nas primeiras vértebras cervicais.

● Requerimentos para diagnóstico

- Visualização de:
 - Todo o cérebro;
 - Todo o cerebelo;
 - Toda a base do crânio;
 - Todos os vasos após injeção de contraste iv.
- Reprodução visual nítida das seguintes estruturas ou órgãos:
 - Fronteira entre matéria cinzenta e branca;
 - Gânglios basais;
 - Sistema ventricular;
 - Espaço do líquido cefalorraquidiano em redor do mesencéfalo;
 - Espaço do líquido cefalorraquidiano sobre o cérebro;
 - Grandes vasos e plexos coroídeos após injeção iv.

● Critérios de Dose

- $CTDI_w$: 60 mGy
- DLP: 1050 mGy * cm

● Exemplos de aquisição técnica de imagem

- Posição do paciente: Supinação
- Volume de aquisição: Desde o *foramen magnum* até ao topo do crânio
- Espessura de corte: 2/5 mm na fossa posterior, 5/10 mm cérebro
- Espessura entre cortes/pitch: Contíguos ou com pitch de 1,0
- FOV: Dimensão do crânio (+/- 24 cm)
- Ângulo da Gantry: 10/12° acima da linha orbito-mietal (OM) para reduzir a exposição dos globos oculares à radiação
- Tensão da ampola (kV): standard
- Corrente da ampola * Tempo de exposição (mAs): Deverá ser a mais baixa possível, consistente com os requerimentos de qualidade da imagem.
- Algoritmo de reconstrução: "Partes moles" (soft tissue)
- Largura da janela (WL): 0-90 HU (supra tentorial); 140-160 HU (fossa posterior); 2000-3000 HU (osso)
- Nível da janela (WW): 40-45 HU (supra tentorial); 30-40 HU (fossa posterior); 200-400 HU (osso).

- Condições clínicas com impacto numa boa aquisição de imagem (acima descritos)
- Movimento
- Injecção de contraste iv
- Problemas e enganos
- Alteração do protocolo

- Estudo da Face e SPN

● Passos preparatórios

- Indicações do exame: Traumatismo, malformações, malignidades e inflamações
- Investigações preliminares aconselhadas: Incidência de raios-x da face/SPN, excepto para avaliação isolada dos seios perinasais
- Preparação do paciente: Fornecer informação sobre o exame, restrição de alimentos mas não de líquidos se tiver indicação clínica para contraste iv.
- Scan inicial: Projecção lateral da mandíbula até topo do crânio.

● Requerimentos para diagnóstico

- Visualização de:
 - Terços médio e superior da face entre o palato duro e os seios frontais
 - Vasos após injecção de contraste iv.
- Reprodução visual nítida das seguintes estruturas ou órgãos:
 - Diferença entre a cortical e trabecular óssea das estruturas;
 - Seios frontais;
 - Seios esfenoidais;
 - Orbitas;
 - Nervo óptico e musculatura ocular extrínseca;
 - Etmóide;
 - Maxilar superior e respectivas cavidades sinusais;
 - Cavidade nasal;
 - Rinofaringe

● Critérios de Dose

- CTDI_w: 35 mGy (estudo piloto EUR 16262, 1999)
- DLP: 360 mGy * cm (estudo piloto EUR 16262, 1999)

● Exemplos de aquisição técnica de imagem

- Posição do paciente: Supinação para cortes axiais, supinação ou pronação para cortes coronais
- Volume de aquisição: Desde início do palato duro até o início superior dos seios frontais
- Espessura de corte: 3/5 mm, aquisição helical
- Espessura entre cortes/pitch: Contíguos ou com pitch de 1,0; 1/2 mm ou com pitch superior a 1,2/1,5 pode ser utilizado em exames de rotina
- FOV: Dimensão do crânio (+/- 24 cm)
- Ângulo da Gantry: 0/-10° desde a linha orbito-mietal (OM) para estudos axiais, dependente da posição do paciente para estudos coronais.

- Tensão da ampola (kV): standard
 - Corrente da ampola * Tempo de exposição (mAs): Deverá ser a mais baixa possível, consistente com os requerimentos de qualidade da imagem.
 - Algoritmo de reconstrução: Alta resolução ou standard
 - Largura da janela (WL): 1500-3000 HU (osso); 140-1000 HU (partes moles)
 - Nível da janela (WW): 200-400 HU (osso); 30-100 HU (partes moles)
- Condições clínicas com impacto numa boa aquisição de imagem (acima descritos)
- Movimento
 - Injecção de contraste iv
 - Problemas e enganos: artefactos provocados pelos dentes ou próteses dentarias fixas
 - Alteração do protocolo:
 - Alteração da angulação da gantry ou posição do paciente para evitar os artefactos;
 - Exame dos seios em pronação para manter as secreções inflamatórias afastadas do complexo osteo meatal
 - Exame prévio a uma endoscopia cirúrgica dos seios deve ser realizado em pronação.

- Estudo do Tórax (geral)

- Passos preparatórios
- Indicações do exame: Suspeita ou investigação para doença pulmonar, pleural ou ganglionar, incluindo neoplasias metastáticas, infecções, lesões traumáticas ou focais.
 - Investigações preliminares aconselhadas: Incidência de raios-x do Tórax
 - Preparação do paciente: Fornecer informação sobre o exame, restrição de alimentos mas não de líquidos se tiver indicação clínica para contraste iv.
 - Scan inicial: projecção anterior desde a base do pescoço até início do abdómen.
- Requerimentos para diagnóstico
- Visualização de:
 - Toda a parede torácica;
 - Toda a aorta torácica e veia cava;
 - Todo o coração;
 - Todo o parênquima pulmonar;
 - Todos os vasos após injeção iv de contraste
 - Reprodução visual nítida das seguintes estruturas ou órgãos:
 - Aorta torácica
 - Estruturas mediastínicas anteriores, incluindo resíduos do timo (se presente)
 - Traqueia e brônquios principais
 - Tecido paratraqueal
 - Carina e linfonódos
 - Esófago
 - Interface pleuro mediastínica
 - Vasos pulmonares de grande e médio calibre
 - Segmentos brônquicos
 - Parênquima pulmonar
 - Interface pleura e parede torácica.

● Critérios de Dose

- CTDI_w: 30 mGy
- DLP: 650 mGy * cm

● Exemplos de aquisição técnica de imagem

- Posição do paciente: Supinação, braços levantados acima da cabeça
- Volume de aquisição: Desde vértices pulmonares até à base dos pulmões
- Espessura de corte: 7/10 mm, aquisição helical (de preferência)
- Espessura entre cortes/pitch: Contíguos ou com pitch de 1,0; 4/5 mm ou com pitch superior a 1,5 pode ser utilizado para visualização de grandes lesões, detecção de linfadenopatias localizadas, pode ser utilizado um valor de pitch superior em doentes emergentes.
- FOV: Ajustado ao diâmetro maior do tórax
- Ângulo da Gantry: nenhum
- Tensão da ampola (kV): standard
- Corrente da ampola * Tempo de exposição (mAs): Deverá ser a mais baixa possível, consistente com os requerimentos de qualidade da imagem.
- Algoritmo de reconstrução: partes moles/standard
- Largura da janela (WL): 300-600 HU (partes moles); 800-1600 HU (parênquima pulmonar)
- Nível da janela (WW): 0-30 HU (partes moles); 30-60 HU (partes moles); -500- -700 HU (Parênquima pulmonar)

● Condições clínicas com impacto numa boa aquisição de imagem

- Movimento: Os artefactos provocados pelo movimento detioram a qualidade da imagem, ensinar o paciente a técnica de encher o peito com ar e não respirar, se tal não for possível, adquirir as imagens num momento em que os movimentos respiratórios estiverem menos acentuados.
- Injecção de contraste iv: pode ser usado para caracterizar lesões, ou distingui-las dos vasos.
- Problemas e enganos: Alterações anatómicas devido á variação da frequência respiratória, e aos batimentos cardíacos, atelectasias podem encobrir outras patologias
- Alteração do protocolo: A posição de pronação pode ser usada para elucidar lesões pleurais ou focais; o exame pode ser confinado a uma especial área de interesse; cortes de 4 mm podem ser usados para caracterizar uma patologia específica ou hilar ou excluir lesões pulmonares.

Anexo A - Breve Histórico da Radiologia.

(adaptado de “Raios x: Descoberta casual ou criterioso experimento”, Dos Santos, 1995)

Em 8 de Novembro de 1895, Wilhelm Konrad Roentgen descobre a existência e a produção da radiação X quando, na Universidade de Wüzburg, Alemanha, ao repetir a experiência de outro cientista, Philipp Lenard observou que os raios catódicos que escapavam de um tubo com vácuo por uma estreita janela de alumínio, produziam uma luminescência de sais fluorescentes e o escurecimento de chapas fotográficas. Na mesma época, vários outros cientistas também investigavam a natureza dos raios catódicos produzidos nos tubos de Leonard, Hittorf e Crookes, assim como Roentgen. Esses tubos tinham basicamente a mesma configuração. Eram constituídos por um cilindro de vidro esférico ou na forma de pêra, com baixa pressão de gás no seu interior, um cátodo e um ânodo, que na maioria das vezes eram colocados perpendiculares um ao outro.

A alta tensão do ânodo, necessária para a descarga eléctrica, era produzida por uma bobina de indução. Os raios catódicos, produzidos pela descarga interna do tubo, moviam-se perpendiculares à superfície do cátodo e iam chocar contra a face de vidro cilíndrico.

Hoje, sabe-se que esses raios eram correntes de electrões. Esses electrões são libertados pelo rápido movimento dos iões do gás, bombardeando a superfície do cátodo aquecido. Os iões são produzidos durante a descarga do gás. Os electrões chocam contra a superfície de vidro, perdem sua energia, o vidro fica aquecido e podem-se observar efeitos luminosos (luz verde ou azul, dependendo da composição química do vidro).

Outros cientistas também produziram este tipo de radiação durante suas experiências, porém não tiveram o mérito de reconhecê-la. Películas fotográficas que estavam guardadas nas proximidades de seus equipamentos ficaram inutilizadas. Crookes, por exemplo, pensou que os filmes eram de má qualidade. O mérito de Röntgen foi ter investigado com profundidade a natureza da nova radiação, num curto espaço de tempo. No primeiro, famoso e provisório comunicado (28 de Dezembro de 1895), ele descreveu um novo tipo de radiação e publicou o resultado das suas pesquisas científicas.

A sua descoberta valeu-lhe o prémio Nobel de Física em 1901. Na época - começo do século XX - ocorreu uma revolução no meio médico, que trouxe um grande avanço no diagnóstico por imagem.

Desde esta época até os dias de hoje surgiram várias modificações nos aparelhos iniciais, com o objectivo de reduzir a radiação ionizante usada nos pacientes, acima de uma certa quantidade sabia-se que era prejudicial à saúde. Assim surgiram os tubos de Raios X, diafragmas para reduzir a quantidade de Raios X e diminuir a radiação secundária que, além de prejudicar o paciente, piorava a imagem final.

Em Janeiro de 1896 Roentgen realizou a primeira radiografia em público na Sociedade de Física Médica de Wüzburg. Em Abril desse mesmo ano fez-se a primeira radiografia de um projectil de arma de fogo no interior do crânio de um paciente, essa radiografia foi feita na Inglaterra pelo Dr. Nelson.

Em 1898, o casal Curie (Pierre e Marie Curie) anunciou, na Academia de Ciências de Paris, a descoberta do rádio. Naquela mesma época, Madame Curie demonstrava que as radiações, descobertas por Becquerel (a actividade radioactiva dos sais de Urânio) poderiam ser medidas usando técnicas baseadas no efeito da ionização.

Em Abril de 1896, um relatório médico apresentado no “Medical Record”, descreve um caso no qual um carcinoma gástrico teve uma surpreendente resposta quando irradiado com raios-X.

Em 1900, Wallace Jhonson e Walter Merrill publicaram um artigo descrevendo os resultados positivos obtidos no tratamento de cancro da pele pela aplicação de raios-X.

Em Março de 1911, Hensxhen radiografou o conduto auditivo interno alargado por um tumor do nervo acústico (VIII par).

Em Novembro de 1912, Lackett e Stenvard descobriram ar nos Ventículos ocasionados por uma fractura de crânio.

Um neurocirurgião de Baltimor, Dandy, em 1918, desenvolveu a ventriculografia cerebral, substituindo o líquido por ar. Assim trouxe uma grande contribuição no diagnóstico de tumores cerebrais.

Em 1920, iniciaram-se os estudos relativos à aplicação dos raios-X na inspecção de materiais, dando origem à radiologia industrial.

Em **Julho de 1927, Egas Moniz** desenvolveu a Angiografia Cerebral pela introdução de contraste na artéria carótida com punção cervical. Ao apresentar o seu trabalho na Sociedade de Neurologia de Paris, ele disse: “Nós tínhamos conquistado um pouco do desconhecido, aspiração suprema dos homens que trabalham e lutam no domínio da investigação”.

A evolução dos equipamentos trouxe novos métodos. Assim surgiu a Planigrafia linear, depois a Poliotomografia onde os tubos de raios-X realizavam movimentos complexos enquanto eram emitidos os feixes de radiação.

No Brasil, Manuel de Abreu desenvolveu a Abreugrafia, um método rápido de rastreio, para fazer raios-X ao tórax da população (numa época em que havia uma grande incidência de tuberculosa pulmonar) tendo sido reconhecida mundialmente.

Por volta de 1931, J. Licord desenvolveu a Mielografia com a introdução de um produto radiopaco no espaço subaracnóideo lombar.

Irene e Frédéric Joliot Curie, em 1934, descobrem a radioactividade em elementos artificiais, impulsionando as aplicações médicas com a obtenção de isótopos radioactivos.

No final da década de 40, surgiu a ideia de usar a tensão alternada para acelerar partículas carregadas originando, mais tarde, o acelerador de partículas.

Em meados da década de 50, foi construído um LINAC (Linear Acelerator) com a finalidade de tratar tumores profundos, pelo Stanford Microwave Laboratory, sendo instalado no Stanford Hospital, localizado em São Francisco – EUA.

Em 1952, desenvolveu-se a técnica da Angiografia da artéria vertebral por punção da artéria femoral na coxa, passando um cateter que ia até à região cervical, pela aorta.

Por volta de 1970, através de cateteres para angiografia, começou-se a ocluir os vasos tumorais, surgindo assim a radiologia de intervenção e terapêutica. Assim, nos dias de hoje, usam-se cateteres que dilatam e desobstruem as coronárias, simplesmente passando os cateteres pela artéria femoral do paciente, com anestesia local, evitando nesses casos, cirurgias extra corpóreas para desobstrução de artérias (famosas pontes de safena).

Também na década de 70, um engenheiro inglês, J. Hounsfield desenvolveu a **Tomografia Computorizada**, acoplando o aparelho de raios-X a um computador. Ele ganhou o prémio Nobel da Física e Medicina. Até então as densidades conhecidas nos raios-X, eram dos ossos, gorduras, líquidos e partes moles. Com esse método, devido a sua alta sensibilidade foi possível separar as partes moles, visualizando-se assim, sem agredir o paciente, o tecido cerebral, demonstrando-se o líquido, a substância cinzenta e a substância branca. Até essa época, as imagens do nosso corpo eram obtidas pela passagem do feixe de raios-X pelo corpo, que sofria atenuação e precipitava os sais de prata numa película chamada filme radiográfico, que era então processada. Com essa nova técnica, o feixe de raios-X atenuado pelo corpo, sensibilizava de maneiras diferentes os detectores de radiação. Essas maneiras eram então analisadas pelo computador, que fornecia uma imagem do corpo humano em cortes transversais num monitor e depois era passada para um filme radiográfico.

O Homem ainda não satisfeito, descobriu e colocou em aplicação clínica a **Ressonância Magnética Nuclear** por volta de 1980. Ela obtém imagens do nosso corpo similares às da TC, só que com mais vantagens adicionais. Não utiliza radiação ionizante e raramente necessita de usar contraste.

A ressonância resulta da interacção dos núcleos dos átomos, os prótons de hidrogénio de número ímpar, com um campo magnético intenso e ondas de radiofrequência. Sob a acção dessas duas energias, os prótons de hidrogénio ficam altamente energizados e emitem um sinal que apresenta uma diferença entre os tecidos normais e os tecidos patológicos. Essa diferença de sinal é analisada por um computador que mostra uma imagem precisa em secções nos três planos.

Actualmente os chassis e filmes radiográficos já não são utilizados em muitos serviços de radiologia, a nova técnica de radiologia Digital já é uma realidade. Esta nova técnica melhora a qualidade da imagem e facilita o seu processamento, o mesmo já não se pode dizer da quantidade de radiação adicional que fornece ao paciente, mas este assunto fica para posteriores estudos.

Anexo B – Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto

MINISTÉRIO DA SAÚDE Decreto-Lei n.º 180/2002 de 8 de Agosto (...)

Objecto e âmbito

Artigo 1.º

Objecto

- 1 — O presente diploma estabelece as normas relativas à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas e transpõe para a ordem jurídica interna a Directiva n.º 97/43/ EURATOM, do Conselho, de 30 de Junho, que revoga a Directiva n.º 84/466/EURATOM.
- 2 — O presente diploma estabelece os critérios de aceitabilidade que as instalações radiológicas devem observar quanto a planeamento, organização e funcionamento.

Artigo 2.º

Definições

Para efeitos do presente diploma, entende-se por:

- «Aspectos práticos» o comportamento físico de qualquer uma das exposições a que se refere o n.º 2 do artigo 1.º e quaisquer aspectos acessórios incluindo a manipulação e a utilização de equipamento radiológico, a avaliação dos parâmetros técnicos e físicos, incluindo as doses de radiação, calibração e manutenção do equipamento, a preparação e administração de produtos radiofarmacêuticos e a revelação de filmes;
- «Auditoria clínica» uma análise ou revisão sistemática dos procedimentos de radiologia médica com o objectivo de melhorar a qualidade e os resultados dos cuidados com o paciente, através de uma revisão estruturada em que as práticas, procedimentos e resultados radiológicos são examinados em função de normas aprovadas de boas práticas de radiologia médica, com a alteração destas práticas nos casos indicados e a aplicação, se necessário, de novas normas;
- «Autoridade competente» cada uma das entidades para quem foram definidas competências em disposições do presente diploma;
- «Controlo de qualidade», como parte da garantia de qualidade, consiste no conjunto das operações (programação, coordenação e execução) destinadas a manter ou a melhorar a qualidade e abrange a monitorização, avaliação e manutenção, aos níveis exigidos, de todas as características de funcionamento do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas;
- «Constrangimento de dose» restrição nas doses prospectivas recebidas pelos indivíduos, que possam ser provenientes de uma determinada fonte, destinada a ser utilizada na fase de planeamento da protecção contra as radiações, sempre que se pretenda atingir a sua optimização;
- «Critérios de referência para a prescrição de exames» recomendações sobre o tipo de exames mais apropriados à investigação de um problema clínico;
- «Detrimento» efeitos deletérios clinicamente observáveis que se manifestam nos indivíduos ou nos seus descendentes e cujo aparecimento é imediato ou diferido, sugerindo, neste último caso, mais uma probabilidade do que uma certeza;
- «Dose do paciente» a dose relativa aos pacientes ou a outros indivíduos sujeitos a exposições radiológicas médicas;
- «Dosimetria do paciente» dosimetria relativa aos pacientes ou a outros indivíduos sujeitos a exposições radiológicas médicas;
- «Especialista em física médica» físico qualificado em física médica com currículo científico e experiência a reconhecer em diploma próprio e que, quando necessário, actue ou dê parecer sobre a dosimetria a aplicar ao paciente, o desenvolvimento e a utilização de técnicas e equipamentos complexos, a optimização, a garantia de qualidade, incluindo o controlo de qualidade, e sobre outros assuntos relacionados com a protecção contra radiações em relação às exposições radiológicas abrangidas pelo presente diploma;
- «Exposição» o procedimento em que se é exposto a radiações ionizantes;
- «Físico qualificado em física médica» licenciado em Física ou Engenharia Física por uma universidade, com formação em física das radiações ou em tecnologia das radiações aplicada às exposições previstas no presente diploma, de acordo com a legislação relativa à carreira dos técnicos superiores de saúde, ramo de física hospitalar, ou de investigação que lhe corresponda;
- «Garantia de qualidade» todas as acções planeadas e sistemáticas, necessárias para garantir uma confiança adequada quanto ao funcionamento satisfatório de uma estrutura, sistema, componente ou procedimento, de acordo com normas aprovadas;

«Inspeção» uma investigação por uma autoridade competente para verificar que o equipamento utilizado ou as instalações radiológicas cumprem as disposições nacionais em matéria de protecção radiológica;

«Instalação radiológica» um local que contenha equipamento radiológico;

«Medicina do trabalho» vigilância médica dos trabalhadores prevista em legislação complementar;

«Níveis de referência de diagnóstico» níveis de doses na prática médica de radiodiagnóstico ou, no caso de produtos radiofármacos, níveis de actividade para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos–padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica;

«Pessoa responsável» qualquer pessoa singular ou colectiva juridicamente responsável, nos termos da legislação nacional, por uma determinada instalação radiológica;

«Procedimentos médico-legais» procedimentos para efeitos jurídicos ou de seguros, sem indicação médica;

«Procedimento de radiologia médica» qualquer procedimento relativo a exposições radiológicas médicas;

«Radiodiagnóstico» refere-se à medicina nuclear e diagnóstico *in vivo*, à radiologia de diagnóstico médica e à radiologia dentária;

«Radiológico» relativo aos procedimentos de radiodiagnóstico e radioterapêuticos, à radiologia invasiva e a outros tipos de radiologia de planeamento e de orientação;

«Radioterapêutico» relativo à radioterapia, incluindo a medicina nuclear para efeitos terapêuticos;

«Rastreio médico» um procedimento de diagnóstico precoce em grupos populacionais de risco com utilização de instalações radiológicas,

«Resíduos radioactivos» todos os materiais que contenham ou se encontrem contaminados por radionuclídeos e para os quais não se encontra prevista qualquer utilização;

«Responsabilidade clínica» responsabilidade relativa às exposições radiológicas individuais para fins médicos atribuída a um médico, nomeadamente a justificação, optimização, avaliação clínica dos resultados, cooperação com outros especialistas e outros trabalhadores, quando necessário, relativamente aos aspectos práticos; obtenção de informações, se necessário, sobre exames anteriores, fornecimento das informações radiológicas existentes e ou de registos a outros médicos e ou médicos responsáveis pela prescrição, se tal for pedido, prestação de informações, quando necessário, sobre os riscos das radiações ionizantes para os pacientes e outras pessoas implicadas;

«Responsável pela prescrição» médico, médico dentista ou odontologista habilitado a prescrever exposições radiológicas médicas a pessoas, nos termos da legislação em vigor aplicável;

«Responsável pela realização» médico, médico dentista ou odontologista habilitado a assumir a responsabilidade clínica pela exposição radiológica de um indivíduo para fins médicos, nos termos da legislação em vigor aplicável;

«Titular» pessoa responsável, nos termos definidos neste artigo.

Exposições radiológicas médicas

CAPÍTULO I

Princípios aplicáveis

Artigo 4.o

Princípios gerais

A exposição a radiações para fins médicos deverá processar-se tendo em conta os seguintes princípios:

- Evitar a utilização de aparelhos produtores de radiações ou materiais radioactivos, salvo se essa utilização for justificada pelas vantagens que daí advêm para o indivíduo;
- Optimizar a protecção e segurança contra radiações, por forma que a exposição do indivíduo seja tão pequena quanto possível para obtenção dos resultados esperados.

Artigo 5.o

Exames alternativos

O responsável pela exposição a radiações para fins médicos deverá assegurar-se de que a informação a obter não poderá ser encontrada com outros exames ou técnicas que impliquem menores riscos ou através de resultados de outros exames anteriores a que o indivíduo tenha sido sujeito.

Anexo C – Aplicação dos NRD

Artigo 3º

Âmbito de aplicação

1 — As normas de protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes das radiações ionizantes têm aplicação nas seguintes exposições radiológicas médicas:

- a) Exposição de pacientes no contexto de um diagnóstico ou tratamento médico
 - b) Exposição de pessoas no contexto da medicina ocupacional;
 - c) Exposição de pessoas no contexto de programas de rastreio médico;
 - d) Exposição de pessoas saudáveis ou de pacientes que participem voluntariamente em programas de investigação médica ou biomédica, de diagnóstico ou de terapêutica;
 - e) Exposição de pessoas no contexto de procedimentos médico-legal.
- (...)

Artigo 10º

Deveres do Titular

1 — O titular da instalação deve providenciar o estabelecimento de protocolos escritos relativos a cada tipo de prática radiológica normalizada, e assegurar-se que os mesmos são seguidos.

2 — O titular da instalação deve ainda assegurar o estabelecimento de:

- a) Recomendações no que respeita a critérios de referência para as exposições médicas, incluindo doses de radiação e assegurar-se que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame
- b) Programas de garantia de qualidade para o padrão de procedimento de execução.

3 — O titular deve ainda assegurar:

- a) Conformidade das exposições com os níveis de referência para exames de radiodiagnóstico, se for o caso, tendo em consideração os níveis de referência de diagnóstico europeus, quando existentes;
- (...)

5 — O titular da instalação deve providenciar averiguações sempre que os níveis de referência de diagnóstico forem consideravelmente excedidos e assegurar-se de que a acção correctiva tomada foi a apropriada.

6 — O titular da instalação deve providenciar que os resultados de cada exposição médica sejam devidamente registados, de modo a permitir a respectiva avaliação clínica e cálculo de dose, a qualquer instante.

No âmbito deste estudo, que se centra nos padrões de utilização da TC e se serão adequados ao diagnóstico versus protecção do doente nas instituições portuguesas, também se podem destacar os seguintes Artigos:

Artigo 12º

Justificação da exposição individual

1 — Nenhuma pessoa pode ser submetida a uma exposição radiológica médica, diagnóstica ou terapêutica, a não ser que a mesma tenha sido justificada por um médico responsável tendo em conta:

- a) O benefício potencial directo para a saúde do indivíduo ou para a sociedade em comparação com o detrimento que essa exposição possa causar;
- b) A eficácia, os benefícios e os riscos das técnicas alternativas disponíveis com o mesmo objectivo mas que envolvam menos ou nenhuma exposição a radiações ionizantes;
- c) Critérios de referência adequados para as exposições a prescrever, no caso de exposição para diagnóstico.

(...)

Artigo 13º

Optimização

1 — O médico responsável pela exposição radiológica e o técnico que a executa devem assegurar-se de que todas as doses devidas a exposições para fins radiológicos referidas no n.º 2 de artigo 3º, com excepção dos procedimentos radioterapêuticos, são mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, tendo em conta as informações de diagnóstico pretendidas.

(...)

3 — Sem prejuízo do estabelecido nos números anteriores o médico responsável pela realização deve seleccionar o equipamento e adequar a cada indivíduo envolvido os métodos de realização tendo em conta as informações de diagnóstico pretendidas, dando particular atenção a:

- 1) Garantia de qualidade;
- 2) Avaliação da dose recebida pelo paciente ou actividade administrada;

3) Concordância com os níveis de referência para exames radiológicos referidos na alínea a) do n.º 3 do artigo 10º.

Artigo 14º
Práticas especiais

1 — O titular da instalação, o médico responsável pela realização da exposição e o técnico que a executa, ao respeitarem as disposições estabelecidas neste diploma, devem ainda prestar particular atenção aos equipamentos, às práticas técnicas e ao equipamento auxiliar nas seguintes situações:

a) Exposições médicas de crianças;

(...)

c) Exposições médicas envolvendo doses elevadas para o paciente

3 — Deve prestar-se particular atenção aos programas de garantia de qualidade, incluindo as medidas de controlo de qualidade e a avaliação da dosimetria individual ou da actividade administrada.

Anexo D - Saúde Pública e a Protecção do Doente em apreciação do Livro Branco elaborado pela Comissão Europeia em 2008.

O artigo 152.º do Tratado que institui a Comunidade Europeia determina que na definição e execução de todas as políticas e iniciativas da Comunidade deve ser assegurado um elevado nível de protecção da saúde, que a Comunidade deve incentivar a cooperação entre Estados-Membros nos domínios a que se refere esse artigo e que os Estados-Membros devem coordenar entre si, em articulação com a Comissão, as suas políticas e programas destinados a melhorar a saúde pública. (UE, 2008)

1 - O Concelho da União Europeia:

INVOCA a Carta de Otava sobre a Promoção da Saúde³⁸, que defende a definição de políticas públicas sãs e a procura de soluções para os problemas de saúde a partir das suas raízes, ou seja, através dos factores determinantes da saúde. (...)

RECONHECE que a UE tem de fazer face a grandes desafios no domínio da saúde, contando-se entre os mais importantes as diferenças em termos de saúde entre os Estados-Membros e no interior de um mesmo Estado-Membro, a alteração dos padrões de saúde, com crescentes níveis de incidência de doenças crónicas e não transmissíveis, o envelhecimento da população, a mobilidade dos profissionais de saúde e dos doentes, a segurança dos doentes, as novas ameaças para a saúde pública, a globalização da saúde, as rápidas mudanças tecnológicas e a sustentabilidade dos sistemas de saúde. (...)

RECONHECE a pressão exercida sobre os sistemas de saúde para que dêem resposta aos desafios que têm pela frente.

OBSERVA que as novas tecnologias podem contribuir para aumentar a sua eficiência e eficácia e assegurar a sua sustentabilidade.

SUBLINHA a necessidade de avaliar e promover uma utilização adequada da tecnologia para efeitos de saúde e de conciliar a inovação e as necessidades em termos de saúde pública, bem como de analisar a relação custo-eficácia e de conter as despesas no que respeita às tecnologias da saúde. (...)

SUBLINHA a necessidade de avaliar e promover uma utilização adequada da tecnologia para efeitos de saúde e de conciliar a inovação e as necessidades em termos de saúde pública, bem como de analisar a relação custo-eficácia e de conter as despesas no que respeita às tecnologias da saúde. (...)

RECONHECE os importantes progressos registados nas questões da saúde mundial mediante a participação da UE em acordos internacionais (...).

SUBLINHA a necessidade de uma implementação efectiva da Estratégia, baseada num diálogo estreito e estruturado com os Estados-Membros e a sociedade civil, assim como num acompanhamento regular dos progressos alcançados.

2 - EXORTA OS ESTADOS-MEMBROS E A COMISSÃO A:

(...) Prosseguir o desenvolvimento e implementação dos instrumentos operacionais para a Avaliação do Impacto na Saúde (AIS) e a Avaliação do Impacto nos Sistemas de Saúde (AISS), concretizar exercícios práticos nos domínios da AIS e da AISS para promover a cooperação transectorial na elaboração e avaliação de políticas, e assegurar o acompanhamento da sua implementação;

Servir-se da Estratégia como incentivo para encorajar e promover a formação de capacidades a nível nacional em áreas-chave para a implementação da Estratégia (por exemplo, cuidados prestados aos idosos, preparação face às ameaças à saúde) (UE, 2008).

³⁸ Carta de Otava sobre a Promoção da Saúde, 1986.

3 - CONVIDA OS ESTADOS-MEMBROS A:

- Ter em conta os princípios e temas prioritários da Estratégia da UE no domínio da Saúde ao elaborar e implementar os objectivos das políticas de saúde nacionais;
 - Colaborar estreitamente com a Comissão para definir as acções necessárias à aplicação da Estratégia da UE no domínio da Saúde;
 - Cooperar efectivamente, entre Estados-Membros e com a Comissão, na prossecução da análise e execução da Estratégia, recorrendo aos mecanismos existentes, durante um período transitório, até que seja analisado e aprovado um novo mecanismo de execução. (UE, 2008).
- .

Anexo E - Enquadramento sobre radiações ionizantes Nacional, na UE e Internacional

Directrizes Europeias em Critérios de Qualidade para a Tomografia Axial Computorizada (TAC)

A Tomografia Axial Computorizada ou apenas Tomografia Computorizada (TC) foi introduzida como prática de obtenção de imagens médicas em 1972 e revolucionou as imagens obtidas por raios X, fornecendo imagens de alta qualidade, que reproduziam secções transversas do corpo. A técnica oferecia em tecidos com baixo contraste, uma resolução melhorada, o que permitia a visualização das partes moles, mas com um nível de absorção de dose de radiação mais elevado (Bongartz, G.;Golding, S.J.; Tosi, G. et al 2004).

O potencial demonstrado pela nova técnica, levou a rápidos desenvolvimentos tecnológicos, que resultaram numa contínua expansão da utilização da TC. Como resultado, o número de exames aumentou de tal forma, que a TC revelou um substancial impacto, não só ao nível do diagnóstico, mas também na exposição da população à radiação médica. Hoje em dia contribui em cerca de 40% para a dose de radiação médica colectiva, em alguns países da EU, na Grã-Bretanha, num estudo realizado entre 1991 e 1996, verificou-se que na globalidade, os exames de TC eram responsáveis por 34% da dose de radiação médica anual colectiva (BJR, 2003).

Consequentemente são sugeridas medidas especiais para assegurar a optimização da utilização da TC, e a protecção dos pacientes.

Em comparação com a radiologia convencional, a relativa complexidade, e flexibilidade das configurações dos aparelhos de TC, podem adversamente afectar o nível de qualidade da imagem e a dose no utente, ou seja podem-se pretender baixar os níveis de dose para o utente, mas se não existirem critérios, a qualidade da imagem também pode ser comprometida.

Existe, portanto a necessidade de se estabelecerem Critérios da Qualidade para a TC, os quais com base na informação clínica providenciada irão optimizar os procedimentos, com o mínimo de dose para o utente.

O conceito de Critério da Qualidade foi desenvolvido para os exames de raios X convencional dos adultos e crianças pela União Europeia (UE), e provou ser um método efectivo para a optimização do uso das radiações ionizantes nos exames médicos (UE, 1999).

O propósito dos Critérios da Qualidade para a TC publicado em 2000 foi também o de providenciar um quadro operacional de iniciativas de protecção para a TC, onde os parâmetros técnicos necessários para a obtenção da imagem de qualidade são considerados em relação à dose do utente (Bongartz, G.;Golding, S.J.; Tosi, G. et al 2004).

O grupo de investigação do “Desenvolvimento dos Critérios da Qualidade para a TC” analisou exhaustivamente os resultados dos projectos de investigação levados a cabo pela UE, através do seu grupo de trabalho “Research Action on Optimization of Radiation Protection of the Patient “, assim como também foi buscar conhecimentos às orientações definidas pela *German Federal Chamber of Physicians on Quality Assurance in Computed Tomography* (UE RP 154, 2008).

O primeiro documento de trabalho sobre **dose de referência e qualidade em imagem médica** surgiu em Abril de 1997 tendo sido analisado por diversos especialistas de alguns países europeus, foi apresentado num workshop da CE no Luxemburgo em Outubro de 1997 (ICRP, 1999).

O documento revisto em Maio de 1998 foi colocado na internet e anunciado a todos os delegados da Associação Europeia de Radiologia, à European Federation of Organizations for Medical Physics, assim como também à Comissão Europeia para a Saúde e Associações de Radiologistas (ICRP, 1999).

Em Novembro de 1998, na Dinamarca, durante um workshop sobre Critérios de Qualidade para a Tomografia Computorizada, o documento esteve em aberto para discussão. Nesta data foram também discutidos os resultados de um estudo realizado entre 1997 e 1998 por um grupo de investigação, que efectuou um estudo piloto para testar os critérios de qualidade da imagem, com registo simultâneo da dose de radiação utilizada em 5 tipos de exames:

- 1) Face e seios perinasais
- 2) Trauma da coluna
- 3) Alta resolução do pulmão
- 4) Fígado e baço
- 5) Bacia

Os resultados foram tidos em consideração, na redacção do texto final, inclusive especificações sobre valores de níveis de diagnóstico. Estas directrizes proporcionam uma orientação para a definição e introdução dos Critérios de Qualidade em TC, no desempenho dos equipamentos e as doses que os utentes recebem. Esta iniciativa em TC continuará dentro do Quadro de futuros programas de investigação, traduz-se pela Directiva sobre protecção da saúde dos indivíduos contra os perigos da radiação ionizante na exposição médica (EUR 16262, 1999).

Para técnicas como a TC a nova Directiva requer o estabelecimento de medidas de garantia de qualidade, que incluam critérios que possam ser utilizados e verificados, de forma a comparar as doses de radiação que os utentes recebem com os critérios da qualidade da imagem médica e os protocolos utilizados (EUR 16262, 1999).

Para tecnologias emergentes como a TC Multicorte (do inglês *multislice*), ainda não foram especificamente dirigidas, mas com o continuo desenvolvimento desta técnica, haverá a necessidade duma actualização das directrizes.

A esperança da União Europeia na elaboração destes critérios de qualidade para a TC, visa estimular a preocupação dos profissionais a olharem estas melhorias nos critérios de qualidade dos exames, como uma facilitação da sua pratica do dia-a-dia na obtenção de excelentes imagens de diagnóstico e ao mesmo tempo salvaguardar o requerimento para a optimização da protecção da radiação elaborado em 1997 pelo Concelho Directivo da UE.

Os princípios básicos recomendados pela Comissão Internacional para a Protecção Radiológica (ICRP, em Inglês) para a protecção das radiações médicas são dois:

- 1) Justificação do procedimento
- 2) Optimização da protecção, inclui os níveis de referência de diagnóstico (ICRP, 1999).

A principal ênfase, é para manter a dose dada ao paciente *o mais baixa quanto o razoável for possível* (ALARA) de acordo com os requisitos clínicos para o diagnóstico ou tratamento.

Estes princípios foram publicados dentro de um quadro jurídico, nos Anais regularmente publicados pelo Conselho Directivo da EURATOM (1,2,3,4 pág. 63).

Justificação é o primeiro passo na protecção da radiação e nenhum procedimento com exposição radiológica é justificável sem uma válida indicação clínica. Quando este tipo de exames é executado, os utentes apenas devem ser expostos a uma dose óptima de radiação, por outras palavras, não devem ser expostos nem mais nem menos do que apenas á dose necessária para produzir boas imagens médicas, no tempo certo e o exame adequado á sua necessidade clínica (FDA, 2010).

Qualquer procedimento deve ter como resultado, um claro benefício para o utente.

Justificação para a realização de uma TC implica que os resultados esperados não possam ser obtidos por outros métodos que tenham associados menores riscos para o utente. Os Ultra-sons (Us) ou a Ressonância Magnética Nuclear (RMN) apresentam-se como alternativas à TC em muitas áreas de aplicação.

A magnitude da dose absorvida em TC tem especial importância quando se trata de grávidas, crianças e alguns órgãos e tecidos particularmente mais sensíveis á radiação. Os critérios a ter em conta para a justificação da realização do exame ou tratamento têm que ser especialmente rigorosos.

Justificação também requer que o processo de criação de imagens seja aceitável e fiável, isto é, os resultados serem reproduzíveis e terem suficiente valor preditivo em relação á particular questão clínica.

Justificação também necessita que uma pessoa qualificada para o efeito, em geral o médico radiologista, aprobe a necessidade de realização da TC e assuma a realização do mesmo. Esta pessoa deverá ter um contacto profissional próximo com o médico que solicita o exame, de forma a estabelecer o seu procedimento de realização mais apropriado em relação ao doente e á patologia que se pretende investigar. A realização da TC será da responsabilidade de um Técnico Radiologista, de acordo com as indicações de procedimento dadas pelo médico. Uma vez a justificação clínica seja aceite, o subsequente processo de obtenção de imagem tem que ser optimizado (ICRP, 60).

A utilização optimizada da radiação ionizante envolve a interacção de três aspectos importantes no processo de obtenção da imagem:

- 1) Qualidade diagnóstica da imagem
- 2) Dose de radiação dada ao paciente
- 3) Escolha da técnica/protocolo a usar.

Em relação a este aspecto a ICPR chama a atenção para os níveis de referência de diagnóstico, como forma de optimização da protecção às exposições médicas (EUR 16262,1999).

Lista de Abreviaturas

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*
 AEC – Controlo Automático de exposição; Do inglês: *Automatic Exposure Control*
 ALARA – *As low as reasonably achievable*
 CQ – Critérios de Qualidade (ICRP)
 CTDI – Índice de Dose em Tomografia Computadorizada; Do inglês: *Computed Tomography Dose Index*
 CTDI₁₀₀ – CTDI que limita o intervalo de integração a 100 mm
 CTDI_{ar} – CTDI no ar
 CTDI_{FDA} – CTDI segundo a FDA
 CTDI_w – CTDI ponderado; Do inglês: *Weighted CTDI*
 D – Dose absorvida
 DLP – Produto comprimento dose; Do inglês: *Dose-length product*
 DNA – Ácido Desoxirribonucleico; Do inglês: *Deoxyribonucleic acid*
 NRD – Níveis de Referência de Diagnóstico
 E - Dose Efectiva
 EG – *European Guidelines*
 EURATOM – Comunidade Europeia de Energia Atómica; Do Inglês: *The European Atomic Energy Community*
 FDA – *Food and Drug Administration*
 FOV – Campo de visão; Do inglês: *Field of view*
 Gy - Gray
 HPA – *Health Protection Agency*
 Dose Equivalente
 UH – Unidades de *Hounsfield*
 IAEA – Agencia Internacional de Energia Atómica; Do Inglês: *International Atomic Energy Agency*
 ICRP – Comissão Internacional em Protecção Radiológica; Do inglês: *International Commission on Radiological Protection*.
 ImPACT - *Imaging Performance and Assessment of Computed Tomography*
 J – Joule
 K - Kerma
 Kerma – Energia cinética libertada na matéria; Do inglês: *Kinetic energy released in materia*
 kV - kiloVolt
 mA – miliAmpere
 MSAD – Valor médio de dose para múltiplos disparos; Do inglês: *Multiple scan average dose*
 PR – Protecção Radiológica
 CQ – Critérios de Qualidade do Inglês Quality Criteria
 s - Segundos
 S.I. – Sistema Internacional de unidades
 Sv - Sievert
 TC - Tomografia Computadorizada
 TLD –Dosímetro Termoluminescente; Do inglês: *thermoluminescent dosimeter*
 UNSCEAR - *United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation*

Bibliografia

ACR and American Society of Neuroradiology Statement on CT Protocols and Radiation Dose. [Em linha] [Consult. 14 de Maio de 2009]. Disponível em <http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/NewsPublications/FeaturedCategories/CurrentACRNews/archive/ACRASNRStatementonCTProtocols.aspx>

Abdullah, A. – Establishing Dose reference Level for Computed tomography (CT) examinations in Malaysia. Thesis submitted in fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science. March 2009.

Abreu, M.; Paula, A. - Roentgen-fotografia. Rio de Janeiro, (1940), p-6.

Agency for Toxic Substances and Disease – Registry Toxicological, profile for ionizing radiation. [Em linha] [Consult. 10 Set. 2009]. Disponível em <http://www.atsdr.cdc.gov/toxprofiles/tp149.html>

Alpen, A. – Radiation biophysics. 2ª ed. San Diego: Academic Press, 1990.

American College of Radiology - ACR Practice Guideline for Diagnostic Reference Levels in Medical X-ray Imaging, (2008). [Em linha] [Consult. 7 Maio 2009]. Disponível em www.acr.org/.../quality_safety/.../guideline-diagnostic-reference.aspx

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 83 - Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography - simulation process. New York: 2003.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 31 - Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposures. New York: 1990.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 96 - The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. College Park: 2008.

Amis, S.; Butler, P.; *et al* - American College of Radiology White Paper on Radiation Dose in Medicine. **Journal of American College of Radiology** 4 (2007) 272-284.

Augusto, F. - Estudo da Qualidade da Imagem e Índices de Dose em Tomografia Computadorizada. Tese de Mestrado em Ciências de Energia Nuclear, COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro: 2009.

Bastos, A. - Doses e risco de radiação em estudo tomográfico computadorizado do tórax com tecnologia de quatro cortes. Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais. Belo Horizonte: 2006.

Baikie, A. - Biological effects of radiation. In: PASSOMORE, R. & ROBSON, J. – A companion to medical studies. Oxford, **Blackwell Scientific Publications**, Vol 2, (1970) 33.1-33.8.

Bauhs, J.; *et al*. - Ct Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. **Radiographics**, vol 28 (2008) 245-253.

Berrington de Gonzalez, A.; Lewis, R.; Mettler, F. *et al*. - Projected Cancer Risks from Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007. **Archives of internal Medicine**, vol 169, nº 22, (2007) 2071-2077.

Bettencourt, A. - Radiações Ionizantes: A protecção contra radiações e seus fundamentos. Colóquio/Ciências, **Ed. Fundação Calouste Gulbenkian**, 22. Lisboa 1998.

Bitelli, T. - Manual de higiene das radiações e protecção radiológica. Centro de Medicina Nuclear, São Paulo: 1965.

Biral, A.- Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e leigos. [Em linha] [Consult. 23 de Junho de 2009]. Disponível em <http://www.radiaçõesionizantes.com.br/index>

Brenner, D. - Is it time to retire the CTDI for quality assurance and dose optimization? **Medical Physics**, Vol 32, New York: 2005.

Brenner, D.; Hall, E. – Computed Tomography – An Increasing source of radiation exposure. **The New England Journal of Medicine**, Vol 357 (2007) 2277-84.

Brenner, D.; Hricak, H. – Radiation exposure from medical imaging. Time to regulate? American Medical Association. **JAMA**, vol 304 n 2 (July, 2010) 208-209. [Em linha] [Consult. 7 de Maio de 2009]. Disponível em www.jama.com

.Bushong, S. – Manual de Radiologia para Técnicos: Física, Biologia e Protecção Radiológica. 8ª ed. Harcourt, Madrid: 2005

Bushong, S. - Radiologic Science of Technologists. 8ª Ed., C.V. Mosby, 2001.

Bushberg, J.; Seibert, J.; Leidholt, E. *et al.* - The Essential Physics of Medical Imaging. **Lippincott Williams & Williams**, 2ª Ed., Philadelphia: 2009.

Bongartz, S.; Golding, A.; Jurik, M. *et al.* - European Guidelines for Multislice Computed Tomography. Funded by the European Commission, 2004. [Em linha] [Consultado em 10 Abril de 2009]. Disponível em <http://drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>

Brix, G.; Nagel, H.; Stamm, G. *et al.* - Radiation Exposure in multi-slice spiral CT: results of a nationwide survey. **Eur. Radiology**, v. 13, (2003) p. 1979-1991,

Brugmans, M. - Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in The Netherlands. *Health Physics*. 82:4, (2002) 500-509.

Calzado, A.; Rodriguez, R.; Munoz, A. - A Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. **British Journal of Radiology** 73, (2000) 384-95.

CCE – Livro Branco Juntos para a Saúde: Uma abordagem estratégica para a UE (2008-2013). Report EUR, Bruxelas: 2007.

Clarke, J.; Cranley, K.; Robinson, J. *et al.* - Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. **British Journal of Radiology** 73, (2000) 43-50.

Country Statistical Profiles, OCDE (2010). [Em linha] [Consult. 10 Abril 2009]. Disponível em <http://stats.oecd.org/index.aspx?QueryId=23105>

Decreto-Lei nº 165/02. D.R. Iª Série A. 163 (17-07-2002) 5364-5370 - Regulamentação relativa à protecção contra radiações. Ministério da Saúde, Lisboa.

Decreto-Lei nº 180/02. D.R. Iª Série A. 182 (08-08-2002) 5707-5745 - Transposição da Directiva nº 97/43/EURATOM para o ordenamento jurídico interno, relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas. Ministério da Saúde, Lisboa.

PORTUGAL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. DGS. (2011). [Em linha] [Consult. 10 Abril 2009]. Disponível em <http://www.dgs.pt>

Directiva 96/29/Euratom do Conselho de 13 de Maio de 1996. - Fixa as normas de segurança de base relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes. **Jornal Oficial** L 159 (29-06-1996), 0001 – 0114.

Directiva 97/43/Euratom do Conselho de 30 de Junho de 1997. – Relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas e que revoga a Directiva 84/466/Euratom. **Jornal Oficial** L 180 (09-07-1997), 0022 - 0027.

Edyvean, S.; Lewis, M.; Britten, A. - Ct Scanner Dose Survey: Measurement Protocol (version 5.0) Imaging and performance Assessment of CT Scanners (ImPACT), London: 1997.

European ALARA Network – The Diagnostic Reference levels (DRLs) in Europe. EAN Surveys. [Em linha] [Consult. em 15 de Junho de 2009]. Disponível em <http://www.eu-alara.net/index.php/surveys-mainmenu-53/36-ean-surveys/156-c>

EUROPEAN COMMISSION - European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography EUR 16262 EN. European Commission, Luxemburg:

1999. [Em linha] [Consult. em 22 de Fevereiro de 2009]. Disponível em <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>

EUROPEAN COMMISSION - Radiation Protection 109: Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRL's) for medical exposures. European Commission, Luxemburg: 2001. [Em linha] [Consult. em 22 de Fevereiro de 2009]. Disponível em http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/109_en.pdf

EUROPEAN COMMISSION - Ct safety & efficacy a broad perspective. A 6th Framework Research Project of the European Commission. 2004 CT Quality Criteria. (March 2004).

EUROPEAN COMMISSION – Radiation Protection nº 154: European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-ray Procedures. Directorate-General for Energy and Transport – Nuclear Energy Unit H.4- Radiation Protection 2008.

European Medical Radiation Learning Development (EMERALD). - Physics of X-ray Diagnostic Radiology. s.l: King's College London – GKL School of Medicine, 1999.

EURATOM – Optimization of protection in the medical uses of radiation – EUR 19793, Luxemburg: 2002.

Eurostat – Europe in figures. Eurostat yearbook 2006-07. ed Eurostat, 2007.

Fazel, R. *et al.* Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation from Medical Imaging procedures. **The New England Journal of Medicine**, Vol. 361 (2009) 849-857.

Ferreira, C.; Maia, A.; Almeida, L. *et al.* - Resultados dosimétricos obtidos com uma câmara de ionização tipo dedal e com dosímetros termoluminescentes em feixes de Tomografia Computorizada. **Scientia Plena** 4, (2008) 11.

Fox, A. - Use of the lowest necessary radiation dose. **American Journal of Neuroradiology** (2004) 25-519.

Nationwide evaluation of X-ray trends (NEXT) - What are the Radiation Risks from CT? FDA, USA, 2002.

FDA News Release – FDA makes Interim Recommendations to Address Concern of Excess Radiation Exposure during CT Perfusion Imaging, USA 2009. [Em linha] [Consult. em 2 de Junho de 2010]. Disponível em <http://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/ucm193190.htm>

Garvey, C.; Hanlon, R. - Computed tomography in clinical practice. Liverpool, **British Medical Journal**, Vol 324, (2002) 1077-80.

Gikovate, F.; Nogueira, D. - Abreugrafia sistemática em massa: inviabilidade económica e eventuais perigos da exposição a radiações. Brasil, **Revista Saúde Pública**, Vol 10, (1976) 103-110.

Goldman, L. - Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. London, **Journal of Nuclear Medicine Technology** Vol 35, (2007) 213-225.

Hall; E. - Scientific view of low level radiation risks. **Radio Graphics** 11, (1991) 509-518.

Griffey, R.; Sodickson, A. - Cumulative Radiation exposure and cancer risk estimates in Emergency Department patients undergoing repeat or multiple CT. **American Journal of Roentgenology** 192, (2009) 887-892.

Hatziloannou, K. - A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT. **The British Journal of Radiology** Vol 76, (2003) 541-545.

Hendee, W.; Edwards, F. - Health effect of exposure to low-level Ionization radiation. Institute of Physics Publishing. London: 1996.

Henderson, S. - Diagnostic Radiation: Why aren't we stopping (or at least slowing down)? **Western Journal of Emergency Medicine**. 9, (2008) 118-119.

Hempelmann, M. - Radiation Injury. Cecil-Loeb textbook of medicine, 13rd ed. Saunders. Philadelphia: 1971.

IAEA – Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: A feasibility/demonstration study. Vienna: 2009.

ICRP – Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Oxford: Pergamon Press, 1996.

ICRP – 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21. Oxford: Pergamon Press, 1991.

ICRP – Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, vol. 30, 7-45. Oxford: Pergamon Press, 2000.

ICRP – Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: Review and additional advice. Web module produced by Committee 3. Oxford: 2001.

ICRP – The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann of ICRP. Elsevier, 2007

ICRU – Fundamental quantities and units for ionizing radiation – ICRU 74 Patient Dosimetry for X-rays in medical imaging. **Journal of ICRU** vol. 5 n. 2, Oxford: University press, 2005.

ImPACT – Imaging Performance assessment of CT scanners. ImPACT's CT patient Dosimetry calculator (versão 1.0). [Em linha] [Consult em 10 de Setembro de 2010]. Disponível em <http://www.impactscan.org>

IMPACT CT PATIENT DOSIMETRY CALCULATOR - Programa para folha de cálculo Excel, para cálculo de dose (Versão 0.99r). 2006. [Em linha] [Consult em 10 de Setembro de 2010]. Disponível em <http://www.impactscan.org>

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. - International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiations sources. (Safety Series, 115) IAEA, Vienna: 1996.

Janssens, A. - European Guidance on Estimating Population Doses from Medical x rays procedures. Radiation Protection n. 154. Directorate General for Energy and Transport, Radiation Protection. Luxemburg: 2008.

Jones, D.; Shrimpton, P. - Normalized Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques. National Radiological Protection Board, NRPB-Software Report. 2010.

Jurik, A.; Petersen, J.; Bongartz, G. *et al.* - Clinical use of image quality criteria in computed tomography related to radiation dose. A pilot study. **Radiation Protection Dosimetry** 90 (1-2) (2000) 47-52.

Kohl, G. - The evolution and state-of-the-art principles of Multislice Computed Tomography. **ATS Journals** Vol 2, (2005) 470-476.

Lima, J. -Técnicas de Diagnóstico com Raios X; Aspectos Físicos e Biofísicos. Imprensa de Universidade de Coimbra, 2ª Edição, Coimbra: 2009.

Linto, O.; Mattler, F. - National conference on dose reduction in computed tomography, emphasis on pediatrics. **American Journal of Roentgenology** 181, (2003) 321-329.

Macios, A. - Reducing Dose in CT Scans. **Radiology Today** Vol 9, nº4, (2010) 14.

McCollough C.; Primak A.; Braun N. *et al.* - Strategies for Reducing Radiation Dose in CT, Radiologic Clinics of North America, January 2009.

Marques, F. - Controlo de Qualidade em Tomografia Computorizada. Tese de Mestrado em Biofísica, Especialização em Física Médica e Engenharia Biomédica. Universidade de Lisboa, Faculdade de Ciências, Departamento de Física. Lisboa: 2009.

McLaughlin, D.; Mooney, R. - Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially available shields meet the user's need? U.K. **Clinical Radiology** Vol 59, (2004) 446-450.

Mettler, F.; Wiest, P.; Locken, J. *et al.* – CT scanning: patterns of use and dose. **Journal of Radiology Protection** 20, (2000) 353-359.

Mayo, R.; Muller, L. – Radiation exposure at chest CT: A statement of the Fleischner Society. **Radiology** vol. 228 (2003) 15-21

Mazzilli, B.; Christovam, R.; Kodama, Y. *et al.* - Noções básicas de Protecção Radiológica. Directoria de Segurança Nuclear, Divisão de Desenvolvimento de Recursos Humanos, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN. São Paulo: 2002.

Nagel, H. - Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimization, Scanner Data, Terminology. 4ª Ed, **CTB Publications**, Hamburg: 2002.

Ngail, J.; Msaki, P.; Kazema, R. - Towards establishment of national reference dose levels computed tomography examinations in Tanzania. **Journal of Radiology Protection** 26, (2006) 213-225.

National Cancer Institute - Radiation Risks and Pediatric Computer Tomography (CT): A guide for health Care Providers. U.S. National Institutes of Health, 2002.

Neves, L.; Pereira, A. - Radioactividade natural e ordenamento do território: O contributo das Ciências da Terra. Dep. Ciências na Terra – Univ. Coimbra. s.d.

Nouailhetas, Y.; Almeida, C.; Pestana, S. - Radiações ionizantes e a vida. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro: s.d.

Papadimitriou, D. *et al.* - A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examinations frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. Greece, Athens and Milano: **Radiation Protection Dosimetry**, Vol 104, (2003) 47-53.

Pierce D.; Preston, D. - Radiation-induced cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. **Radiat. Res.** 154, (2000) 11-25.

Philips Health Care, (2011). [Em linha] [Consult. em 10 de Janeiro de 2011] Disponível em <http://www.healthcare.philips.com>

Pope, J. - Medical Physics: Imaging. Heinemann Advance Science, 1998.

Preidt, R. - Primary care doctors ordering unnecessary scans, Medline Plus (Healthy Day news). **Journal of the American College of Radiology**, 2010.

PORTUGAL. MINISTÉRIO DA SAÚDE - Directrizes de Protecção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Regulamento técnico do Ministério da Saúde. Portaria nº 453 de 01/06 1998, publicada no **Diário Oficial da União** 2 de Junho de 1998, nº 103.

ProKop, M.; Galanski, M. - Spiral and Multislice Computed Tomography of the body. Thyme, Stuttgart: 2003.

RadiologyInfo – CT Head [Em linha] [Consult. 15 de Dezembro de 2011]
Disponível em <http://www.radiologyinfo.org>

RadiologyInfo – abdo-ct-norm [imagem em linha] [Consult. 15 de Dezembro de 2011]
Disponível em <http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/gallery3.cfm?pid=1&image=abdo-ct-norm.jpg&pg=abdominct>

Reuters Health - Increased use of CT scans raises risk of higher radiation exposures. **New England Journal of Medicine**, 2007.

Regulla, D.; Elder, H. - Patient exposure in medical x-ray imaging in Europe. **Radiation Protection Dosimetry** 114, (2005) 11-25.

Roda, A.; Lopes, M.; Fausto, A. – Diagnostic Reference Levels in Computer Tomography at IPOCFG, EPE. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009. Munich, Germany.

Roger, H. - Conflicting scientific views on the health risks of low-level ionizing radiation. **Journal of Radiologic Protection** 18, (1998) 159.

Ron, E. - Ionizing radiation and cancer risks: evidence from epidemiology. **Pediatric Radiology**, 32, (2002) 232-237.

Seeram, E. - Computed Tomography: Physical Principles. **Clinical Applications and Quality Control**, 3^{ed}. Saunders. USA: 2008.

Siegle C.; Kofler J.; Torkelson J. *et al.* - CT Protocol Management. Presented at the Radiological Society of North America, Chicago, IL; 2004. [Em linha]
[Consult. 23 de maio de 2009] Disponível em

<http://www.mayoresearch.mayo.edu/mayo/research/ctcic/upload/ct-protocol-managment.pdf>

Shrimpton, P.; Edyvean, S. - CT Scanner Dosimetry-Report on a round table meeting establishing a survey if standard dosimetric measurements on CT scanners, held at St George's Hospital. **The British Journal of Radiology**, vol 71, (1998) 1-3.

Shrimpton, P.; Wall, B. – The increasing importance of x-ray computed tomography as a source of medical exposure. **Radiation Protection Dosimetry** vol 57, n 14 (1995) 413-415.

Shrimpton, P.; Lewis, M.; Dunn, M. - Doses from Computed Tomography examinations in the UK – 2003 review. National Radiological Protection Board Document – W67, England: 2005.

Smith, F. – A premier in Applied Radiation Physics. World Scientific Publishing, Singapore: 2000.

Smith-Bindman R.; Lipson, J.; Marcus, R. *et al.* - Radiation Dose Associated with Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer. **Archives of Internal Medicine**, vol. 169, nº 22, (2009) 2078-86.

Supertech® phantoms. [imagem em linha] [Consult 25 de Dezembro de 2010]
Disponível em <http://antropomorphicphantoms.com/CT/index.html>

The BEIR VII report – Health Risks from Exposure to low levels of Ionizing radiation, 2005.

Thomas, C. – Dicionário Medico Enciclopédico Taber. 17ª ed. Manole, Brasil: 2000.

Tsapaki, V.; Kottou, S.; Papadimitriou, D. - Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, **The British Journal of Radiology** Vol 74, (2001) 836-40..

Tsapaki, V. - Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest and Abdominal CT – IAEA – Coordinated Research Project. **Radiology** Vol. 240, (2006) 828-834.

Tsapaki, V.; Rehani, M. - Dose management in CT facility. **Biomedical Imaging and Intervention Journal** 3, (2007) 43. [Em linha] [Consult. 13 de Agosto de 2009] Disponível pdf. Em <http://www.bijj.org/2007/2/e43>

Tsapaki, V.; Rehani, M.; Saini, S. - Radiation Safety in Abdominal Computed Tomography. *Semin. UltraSound CT MRI*, 31, (2010) 29-38.

Universal Medical Inc. [Em linha] [Consult. 20 de Janeiro de 2011] Disponível em <http://universalmedicalinc.com>

UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation – Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the General Assembly Annex D: medical radiation exposures. Vol I. United Nations, New York: 2000.

US Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Toxicology Program. - Report on carcinogens, 11th ed. [Em linha] [Consult. 13 de Novembro de 2009] Disponível em <http://ntp.niehs.nih.gov/index.cfm?objectid>

UK Department of Health Expert Group. - An organization with a memory: report of an expert group on learning from adverse events in NHS. The Stationery Office, 2000.

Wald, N. - Radiation injury in: Beeson, P.B. & McDermott, W. – **Textbook of medicine**, 14^a ed. Saunders, (1975) 66-72.

Wall, B. - Radiation Protection Dosimetry for diagnostic radiology patients – **Radiation Protection Dosimetry** v.109, (2004) 409-419.

Webb, S. - The Physics of Medical Imaging. London: Institute of Physics Publishing, 1996.

Willi, A. - X-ray Computed tomography. *Physics in Medicine and Biology* vol 51 (2006) R29-R43.

WHO – Overall evaluations of Carcinogenicity to humans, list of all agents evaluated to date. International Agency for Researcher on Cancer. [Em linha] [Consult. 10 de Junho de 2009] Disponível em <http://monographs.iarc.fr/ENG/Classification/Listagentsalphorder.pdf>